

Direction des bibliothèques

AVIS

Ce document a été numérisé par la Division de la gestion des documents et des archives de l'Université de Montréal.

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

This document was digitized by the Records Management & Archives Division of Université de Montréal.

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal

**CONTRÔLE POSTURAL ET PATRON LOCOMOTEUR À LA SUITE D'UNE ARTHROPLASTIE DE
LA HANCHE : EFFET DU TYPE DE PROTHÈSE**

par

Julie Nantel

Département de kinésiologie

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de PhD.
en Sciences de l'activité physique

Mai, 2008

© Julie Nantel, 2008



Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Cette thèse intitulée :

**CONTRÔLE POSTURAL ET PATRON LOCOMOTEUR À LA SUITE D'UNE ARTHROPLASTIE
DE LA HANCHE : EFFET DU TYPE DE PROTHÈSE**

Présentée par :
Julie Nantel

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Yvan Girardin, président-rapporteur
François Prince, directeur de recherche
Paul Allard, membre du jury
Hélène Corriveau, examinatrice externe
Louise Béliveau, doyenne de la FESP

-RÉSUMÉ-

L'arthroplastie de la hanche est une chirurgie qui permet de soulager la douleur et d'améliorer de façon efficace la capacité fonctionnelle chez les gens qui souffrent d'ostéoarthrite. Malgré la satisfaction générale à la suite de cette chirurgie, la faiblesse des muscles abducteurs de la hanche est une complication fréquente qui entraîne d'importantes limitations posturales et locomotrices et cela, au-delà de deux années après l'implantation de la prothèse totale conventionnelle (PTH). Ces complications pourraient être réduites avec le recours à la prothèse de resurfaçage (PRS) et à la PTH combinée à une tête fémorale de large diamètre (PTH-LD). Chacune de ces prothèses favoriserait la stabilité et la mobilité de l'articulation de la hanche et contribuerait à améliorer la fonction des muscles abducteurs.

L'objectif de cette thèse est de déterminer l'effet des caractéristiques spécifiques des prothèses, principalement la présence d'une tige fémorale et le diamètre de la tête fémorale, sur le contrôle postural et la locomotion. Plus spécifiquement, les études 1 et 2 visent à comparer la PTH à la PRS afin de déterminer l'impact du type de prothèse lors d'une tâche de posture érigée (étude 1) et lors d'une tâche de locomotion (étude 2). À l'instar de l'étude 1, l'étude 3 a pour but d'évaluer l'effet du type de prothèse sur le contrôle postural, mais en comparant la PRS à la PTH-LD, toutes deux munies d'une tête fémorale de large diamètre.

Mis en commun, les résultats démontrent que la tête fémorale de large diamètre faciliterait le recouvrement du patron locomoteur dans le plan sagittal et du contrôle postural en présence (PTH-LD) ou en absence (PRS) d'une tige fémorale. Cependant,

l'altération du patron moteur dans le plan frontal (PRS et PTH) met en évidence la nécessité d'optimiser la force des muscles abducteurs de la hanche. Les résultats actuels suggèrent qu'en présence de fatigue musculaire ou durant des activités impliquant une plus grande contribution musculaire, la stabilité posturale dynamique pourrait être compromise notamment chez les sujets du groupe PTH.

Mots-clés : Arthroplastie, hanche, resurfaçage, posture, locomotion, force musculaire, abducteurs de la hanche, reconstruction articulaire

-ABSTRACT-

Total hip arthroplasty (THA) is a surgical procedure widely used to relieve hip pain and to enhance functional capacity in patients with osteoarthritis. However, despite the overall satisfaction following surgery, general weakness of abductor muscles is a frequent complication that leads to postural and locomotor impairments up to two years after the surgery. These impairments might be reduced with surface replacement arthroplasty (SRA) and THA with large diameter femoral head (THA-LDH) since both prostheses could enhance hip joint stability and mobility as well as hip abductor muscles function.

The objective of this thesis is to evaluate the effect of prosthesis characteristics on postural control and gait. The specific objectives of studies 1 and 2 were to determine the effect of prosthesis type (THA vs SRA) during an upright standing postural task (study 1) and during a gait task (study 2). In study 3, the effect of large diameter femoral head prosthesis (THA-LDH) was compared to SRA during a postural task.

Overall, these studies showed that large diameter femoral head enhances the recovery of postural control (THA-LD and SRA) and locomotor pattern in the sagittal plane (SRA) while femoral stem seems not to affect either task. However, the altered motor pattern in the frontal plane (THA and SRA) emphasizes the necessity to optimize hip abductor muscles strength. These results suggest that dynamic postural stability

could be compromised during activities practiced with muscular fatigue or in physical activities in which hip abductor muscles contribution is increased, especially in THA group.

Keywords : arthroplasty, replacement, hip, resurfacing, posture, stability, gait, muscle strength, hip abductor muscles, joint, reconstruction.

-TABLE DES MATIÈRES -

-RÉSUMÉ-	I
-ABSTRACT-	III
-LISTE DES TABLEAUX-	IX
-LISTE DES FIGURES-	X
-LISTE DES ABRÉVIATIONS-	XII
-REMERCIEMENTS-	XV
-INTRODUCTION-	1
-CHAPITRE I-	7
I. ARTHROPLASTIE DE LA HANCHE	7
I.1 ÉTIOLOGIE	8
I.1.1 <i>Ostéoarthrite</i>	9
I.1.1.1 Principales complications dues à l'ostéoarthrite	9
-CHAPITRE II-	11
II. ANATOMIE FONCTIONNELLE DE L'ARTICULATION COXO-FÉMORALE	11
II.1 STRUCTURES D'UNION ET DE RENFORCEMENT	12
II.1.1 <i>Structures passives</i>	13
II.1.2 <i>Structures actives</i>	14
II.2 AMPLITUDES ACTIVES DE MOUVEMENTS À LA HANCHE ET PRINCIPAUX EFFECTEURS.....	15
-CHAPITRE III-	20
III. CHIRURGIE D'ARTHROPLASTIE DE LA HANCHE	20
III.1 HISTORIQUE ET FONCTIONS POST-OPÉRATOIRES	20
III.2 FACTEURS DÉTERMINANTS DE LA CHIRURGIE	21
III.2.1 <i>Techniques chirurgicales</i>	23
III.2.1.1 <i>Approches chirurgicales</i>	23
III.2.1.2 <i>Chirurgie minimalement invasive</i>	24

III.2.2	<i>Surfaces de contact</i>	25
III.2.2.1	La céramique.....	26
III.2.2.2	Le métal.....	26
III.2.2.3	Le polyéthylène.....	27
III.2.3	<i>Caractéristiques du patient</i>	27
III.2.3.1	L'âge des patients.....	28
-CHAPITRE IV.....		30
IV. TYPES DE PROTHÈSES : ALTERNATIVES À LA PTH CONVENTIONNELLE.....		30
IV.1	GÉNÉRALITÉ	30
IV.2	TÊTE FÉMORALE DE LARGE DIAMÈTRE	30
IV.2.1	<i>Principales caractéristiques</i>	30
IV.2.2	<i>Prothèse de resurfaçage : historique et principales caractéristiques</i>	32
IV.2.2.1	Avantages.....	33
IV.2.2.2	Désavantages.....	33
-CHAPITRE V-.....		36
V. COMPLICATIONS FONCTIONNELLES.....		36
V.1	GÉNÉRALITÉ	36
V.2	RECONSTRUCTION ARTICULAIRE ET FORCE MUSCULAIRE	37
V.3	ÉQUILIBRE POSTURAL ET LOCOMOTION	39
V.3.1	<i>Équilibre postural</i>	40
V.3.1.1	Posturographie.....	40
V.3.1.1.1	Modèle du contrôle postural et action musculaire.....	41
V.3.1.2	Posture : complications pathologiques.....	44
V.3.1.2.1	Contrôle postural chez les personnes ayant subies une arthroplastie de la hanche.....	46
V.3.2	<i>Locomotion et patron locomoteur</i>	47
V.3.2.1	Locomotion : complications pathologiques.....	49
V.3.2.1.1	Analyse de la marche.....	50
V.3.2.1.2	Paramètres spatio-temporels et cinématiques.....	50
V.3.2.1.3	Cinétique.....	53
V.3.2.1.4	Conséquence des altérations du patron locomoteur.....	59
-CHAPITRE VI-.....		61
VI. PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS.....		61
VI.1	PROBLÉMATIQUE	61
VI.2	OBJECTIFS GÉNÉRAUX ET SPÉCIFIQUES	62
- CHAPITRE VII -.....		64

VII. MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE	64
VII.1 PATIENTS.....	64
VII.1.1 Critères d'inclusion et d'exclusion.....	65
VII.2 SUJETS TÉMOINS	65
VII.3 INTERVENTION CHIRURGICALE ET COMPOSANTES PROTHÉTIQUES.....	66
VII.4 ANALYSES RADIOGRAPHIQUES.....	67
VII.5 PROTOCOLE DE RÉADAPTATION STANDARDISÉ.....	67
VII.6 ÉVALUATION DE LA POSTURE, DE LA LOCOMOTION ET DE LA FORCE MUSCULAIRE.....	69
VII.6.1 Instrumentation	69
VII.6.1.1 Posture (projets 1 et 3).....	69
VII.6.1.2 Locomotion (projet 2).....	70
VII.6.1.3 Force musculaire.....	71
VII.6.2 Statistiques	72
-CHAPITRE VIII-.....	73
VIII. ARTICLES 1: POSTURAL BALANCE DURING QUIET STANDING IN PATIENTS WITH TOTAL HIP ARTHROPLASTY AND SURFACE REPLACEMENT ARTHROPLASTY. 73	
VIII.1 INTRODUCTION.....	76
VIII.2 METHODS	77
VIII.3 RESULTS.....	82
VIII.4 DISCUSSION	85
VIII.5 CONCLUSION.....	88
-CHAPITRE IX-.....	90
IX. ARTICLE 2: GAIT PATTERNS FOLLOWING TOTAL HIP ARTHROPLASTY AND SURFACE REPLACEMENT ARTHROPLASTY	90
IX.1 METHODS	94
IX.2 RESULTS	99
IX.3 DISCUSSION	105
IX.4 CONCLUSION.....	112
-CHAPITRE X-.....	113
X. ARTICLE 3: POSTURAL BALANCE DURING QUIET STANDING IN PATIENTS WITH TOTAL HIP ARTHROPLASTY WITH LARGE DIAMETER FEMORAL HEAD AND SURFACE HEAD ARTHROPLASTY	113
X.1 ABSTRACT.....	114

X.2	INTRODUCTION.....	116
X.3	METHODS.....	118
X.4	RESULTS.....	123
X.5	DISCUSSION.....	127
X.6	CONCLUSION.....	131
XI.	DISCUSSION GÉNÉRALE.....	133
XI.1	POSTURE ET CONTRÔLE POSTURAL.....	135
XI.2	LOCOMOTION.....	137
XI.3	RÉADAPTATION MUSCULO-SQUELETTIQUE.....	140
XI.4	PRATIQUE D'ACTIVITÉS PHYSIQUES ET SPORTIVES.....	143
XI.5	LIMITATIONS ET PERSPECTIVES DE RECHERCHE.....	145
XI.6	RETOMBÉES DE LA THÈSE.....	147
	-CHAPITRE XII-.....	149
XII.	CONCLUSION GÉNÉRALE.....	149
	BIBLIOGRAPHIE.....	151
	-ANNEXES-.....	I
	ANNEXE A1: MOMENTS ET PUISSANCES ARTICULAIRES À LA CHEVILLE, AU GENOU ET À LA HANCHE DANS LE PLAN SAGITTAL.....	II
	ANNEXE A2 : MOMENTS ET PUISSANCES ARTICULAIRES À LA HANCHE DANS LE PLAN FRONTAL.....	II
	ANNEXE A3 : AUTORISATION : REPRODUCTION DES ARTICLES.....	III
	ANNEXE A4 : DÉCLARATIONS DES CO-AUTEURS POUR L'INSERTION DES ARTICLES DANS LA THÈSE (3).	IV

-LISTE DES TABLEAUX-

TABLE I: CHARACTERISTICS OF CONTROL, TOTAL HIP ARTHROPLASTY (THA) SUBJECTS AND SURFACE REPLACEMENT ARTHROPLASTY (SRA).....	78
TABLE II: BIOMECHANICAL RESTORATION OF THE OPERATED HIP COMPARED TO THE SOUND LIMB IN THE TOTAL HIP ARTHROPLASTY (THA) AND SURFACE REPLACEMENT ARTHROPLASTY (SRA) GROUPS..	83
TABLE III : ROOT MEAN SQUARE (RMS) OF THE CENTER OF PRESSURE (COP) AND CENTER OF MASS (COM) (IN MM) IN MEDIO-LATERAL AND ANTERO-POSTERIOR DIRECTIONS IN CONTROL, TOTAL HIP ARTHROPLASTY (THA) AND SURFACE REPLACEMENT ARTHROPLASTY (SRA).....	84
TABLE IV : CHARACTERISTICS OF CONTROL, CONVENTIONAL TOTAL HIP REPLACEMENT (THA) AND SURFACE REPLACEMENT ARTHROPLASTY (SRA) SUBJECTS.....	95
TABLE V: BIOMECHANICAL RESTORATION OF THE OPERATED HIP COMPARED TO THE SOUND LIMB IN THE THA AND SRA GROUPS..	100
TABLE VI: SPATIO-TEMPORAL PARAMETERS BETWEEN THE CONTROL, THA AND SRA GROUPS..	101
TABLE VII: MECHANICAL POWER ($J.KG^{-1}$) IN THE SAGITTAL AND FRONTAL PLANES AT THE ANKLE, KNEE AND HIP JOINTS FOR THE CONTROL, THA AND SRA GROUPS.....	102
TABLE VIII : CHARACTERISTICS OF THE THREE STUDY GROUPS.	119
TABLE IX : BIOMECHANICAL RESTORATION OF THE OPERATED HIP COMPARED TO THE SOUND LIMB IN BOTH TOTAL HIP REPLACEMENT WITH LARGE FEMORAL HEAD DIAMETER (LDH-THA) AND SURFACE REPLACEMENT ARTHROPLASTY (SRA) GROUPS.....	125
TABLE X: ROOT-MEAN-SQUARE (RMS) OF THE CENTRE OF PRESSURE (COP), CENTRE OF MASS (COM) AMPLITUDES (MM) IN MEDIAL-LATERAL (ML) AND ANTERIOR-POSTERIOR (AP) DIRECTIONS IN CONTROL, TOTAL HIP REPLACEMENT WITH LARGE FEMORAL HEAD DIAMETER (LDH-THA) AND SURFACE REPLACEMENT ARTHROPLASTY (SRA) GROUPS.....	126

-LISTE DES FIGURES-

FIGURE 1 : ÉVOLUTION DES CUPULES : CUPULE DE SMITH-PETERSEN 1938-1952 (A), CUPULE VERNON- LUCK 1948 (B), CUPULE DE WAGNER 1991(C).....	2
FIGURE 2: PROTHÈSE FÉMORALE: DES FRÈRES JUDET (A), DE THOMPSON (DROITE) ET DE MOORE (GAUCHE) (B) AINSI QUE LA PROTHÈSE DE WILES (C).	3
FIGURE 3: INSPIRÉE DES TRAVAUX DE INMAN (1905–1980) ET EBERHART (1906–1993), MURRAY ET COLLABORATEURS (1964) ADAPTENT LA TECHNIQUE D’ANALYSE DE MOUVEMENT. L’AJOUT D’UN MIROIR AU-DESSUS DE L’AIRE DE MARCHE COMBINE LE PLAN SAGITTAL ET TRANSVERSE DANS LA MÊME PHOTOGRAPHIE	5
FIGURE 4: ARTICULATION COXO-FÉMORALE : ARTICULATION SPHÉROÏDE ENTRE LA TÊTE FÉMORALE ET LA CAVITÉ COTYLOÏDE DE L’OS COXAL.....	11
FIGURE 5: LE LIGAMENT ROND ET LE BOURRELET COTYLOÏDIEN (A). CAPSULE ARTICULAIRE DE RENFORCEMENT ENTOURANT LA TÊTE FÉMORALE (B). WWW.BARTLEBY.COM	13
FIGURE 6: FACE ANTÉRIEURE: LES LIGAMENTS ILIO-FÉMORAL ET PUBO-FÉMORAL. FACE POSTÉRIEURE: LIGAMENT ISCHIO-FÉMORAL.....	14
FIGURE 7: LES MUSCLES FLÉCHISSEURS DE LA HANCHE.....	16
FIGURE 8: LES MUSCLES EXTENSEURS DE LA HANCHE.	16
FIGURE 9: MUSCLES ABDUCTEURS DE LA HANCHE.....	17
FIGURE 10: MUSCLES ABDUCTEURS DE LA HANCHE SAINS (A). SIGNE DE TRENDLENBOURG (B).....	18
FIGURE 11: MUSCLES ADDUCTEURS DE LA HANCHE.	18
FIGURE 12: MUSCLES ROTATEURS EXTERNES DE LA HANCHE.	19
FIGURE 13: CHIRURGIE D'ARTHROPLASTIE À L'AIDE D'UNE PROTHÈSE TOTALE DE HANCHE.	20
FIGURE 14: OFFSET FÉMORAL.....	38
FIGURE 15: THE HYBRID DUROM HIP SURFACE REPLACEMENT ARTHROPLASTY SYSTEM WITH CHROME- COBALT FEMORAL HEAD AND ACETABULAR CUP (ZIMMER, WARSAW, USA).....	79
FIGURE 16: THE CLS FEMORAL STEM (ZIMMER, WARSAW, USA) AND THE ALLOFIT ACETABULAR CUP (ZIMMER, WARSAW, USA).	79

FIGURE 17 : HIP MOMENT AND POWER CURVES IN THE SAGITTAL AND FRONTAL PLANES FOR CONTROL, SRA AND THA GROUPS.	104
FIGURE 18 : THE HYBRID DUROM HIP SURFACE REPLACEMENT ARTHROPLASTY SYSTEM WITH CHROME- COBALT FEMORAL HEAD AND ACETABULAR CUP (ZIMMER, WARSAW, USA).....	120
FIGURE 19: THE CLS FEMORAL STEM, THE METASULTM LARGE DIAMETER HEAD AND THE DUROM ACETABULAR COMPONENT (ZIMMER, WARSAW, USA).....	120
FIGURE 20: RADIOGRAPH EXAMPLE OF THE PELVIS OF A SUBJECT (NOT INCLUDED IN THE STUDY) WITH A LDH-THA ON ONE HIP (RIGHT HIP) AND A SRA ON THE OTHER SIDE (LEFT HIP).	121

-LISTE DES ABRÉVIATIONS-

ω	Vitesse angulaire
A1S	Absorption d'énergie par les muscles fléchisseurs plantaires
A2S	Génération d'énergie par les muscles fléchisseurs plantaires
AP	Antéro-postérieure
CM	Centre de masse (COM)
CP	Centre de pression (COP)
F	Frontal
H1F	Absorption d'énergie par les muscles abducteurs de la hanche
H1S	Génération d'énergie par les muscles extenseurs de la hanche
H2F	Génération d'énergie par les muscles abducteurs de la hanche
H2S	Absorption d'énergie par les muscles fléchisseurs de la hanche
H3F	Génération d'énergie par les muscles abducteurs de la hanche
H3S	Génération d'énergie par les muscles fléchisseurs de la hanche
Hz	Hertz
J	Joule
K1S	Absorption d'énergie par les muscles extenseurs du genou
K2S	Génération d'énergie par les muscles extenseurs du genou
K3S	Absorption d'énergie par les muscles extenseurs du genou
K4S	Absorption d'énergie par les muscles fléchisseurs du genou
kg	kilogramme
ML	Médio-latéral
N	Newton

Nm	Newton-mètre
PRS	Prothèse de resurfaçage (SRA)
PTH	Prothèse totale de hanche (THA)
PTH-LD	Prothèse totale avec tête fémorale de large diamètre (LDH-THA)
RMS	Erreur quadratique moyenne
RCRA	Registre Canadien des Remplacements Articulaires
S	Sagittal
W	Watt
WOMAC	Western Ontario McMaster Osteoarthritis Index

*À ma grand-mère Thérèse
et mon oncle André*

*«On voit à la démarche de chacun s'il a trouvé sa route.
L'homme qui s'approche du but ne marche plus, il danse ...»
-Nietzsche-*

-REMERCIEMENTS-

Ce travail doctoral est l'aboutissement d'un parcours réalisé grâce au support de plusieurs personnes...

Tout d'abord, je tiens à remercier François Prince, mon directeur de thèse, pour la confiance, la richesse des expériences vécues au cours de ces années ainsi que pour toutes les opportunités qui m'ont permises d'aller toujours plus loin. Des sentiers du parc Maisonneuve, en passant par le ½ marathon de Montréal jusqu'au sommet de la Gineste, cette analogie sportive est pour moi l'évocation parfaite du cheminement parcourus sous ta supervision. Simplement, mais sincèrement, merci.

Je tiens également à remercier Dr. Vendittoli, co-directeur MENTOR, ainsi que Dr. Lavigne d'avoir partagé cette conception si dynamique de la recherche et pour cette collaboration grâce à laquelle j'aurai découvert le milieu fascinant de la chirurgie orthopédique.

Hugo, Nico et Serge pour les moments inoubliables au lab (le travail la tête dans l'guidon, les discussions scientifiques (ou pas) autour d'un café aux fruits!!) et évidemment à l'extérieur du lab! Comme dit le dicton : pierre qui roule perd un cousin, mais se trouve des amis en chemin...! La gang (élargie) de l'université, Flo (et tous ses amis et cousin(e)s de passage), Caro, Marie(s), Mel, Nat, Jo, Marc(s), H.N.S. (nommés précédemment), pour les merveilleuses soirées, sorties, week-end de plein-airs...et tous les autres trucs indispensables à la conservation d'un esprit sain dans un corps sain! La famille élargie; Cynthia, Mario, JuCo, Anne-Renée, Anick. Les amies du sud-ouest pour leur impertinence.

À ma famille ainsi qu'à Catherine, pour la confiance (rime avec patience) sans limite, le soutien, pour tous les moments passés ensemble et pour tous ceux à venir...

Merci tout spécial à : Julie Messier pour ta passion communicative de la recherche, Élise et Jo pour votre gentillesse et votre générosité. Finalement merci au trio dynamique et exceptionnellement efficace: Francine, Chantal et Lucille.

-INTRODUCTION-

L'analyse des ossements de l'Homme de la Chapelle-aux-Saints réalisée par le paléontologue Marcellin Boule (1861-1942), a démontré la présence de l'**ostéoarthrite** de la hanche chez les Néandertaliens (Straus and Cave, 1957; Trinkaus, 1985; Lumley and Hurel, 2006). Les paléopathologistes ont également diagnostiqué cette affection articulaire chez les Britto-romains (1^{er}- 4^e siècles), les Saxons (9^e – 11^e siècles) ainsi que dans des populations de la fin de l'époque médiévale (13^e – 15^e siècles) (Rogers et al. 1981). Malgré cette persistance de l'ostéoarthrite à travers les siècles, il faut toutefois attendre jusqu'à la fin du 18^e siècle pour assister aux premières tentatives de traitements chirurgicaux; la **résection articulaire**. En 1821, Anthony White (1782-1849), réalise la première résection fémorale (col fémoral, tête fémorale et trochanter) (Gomez and Morcuende, 2005). Celui-ci n'ayant pas documenté la chirurgie, c'est à John Barton (1794-1871), cinq ans plus tard, qu'est créditée la première ostéotomie.

Ce n'est qu'à la fin du 19^e siècle que les premiers balbutiements de l'**arthroplastie de la hanche** sont réalisés. Il est alors convenu d'interposer divers matériaux (bois, muscle, graisse, feuille d'or, etc.) entre les surfaces articulaires de la tête fémorale et du cotyle afin de réduire l'usure (Hernigou, 1995; Gomez and Morcuende, 2005; Learmonth et al. 2007). Ces interventions se soldent majoritairement par une diminution de la **mobilité de l'articulation**. En 1938, après l'utilisation infructueuse de cupule de verre, de Viscaloïde et de Pyrex, Smith-Petersen (1886-1953) interpose une cupule de Vittalium (un alliage de chrome, cobalt et de molybdène)

(Figure 1). Encouragé par les résultats, plus de 1000 prothèses de Vittalium seront implantées (Hernigou, 1995; Gomez and Morcuende, 2005; Learmonth et al. 2007). Plusieurs variantes de la cupule sont proposées au cours du 20^e siècle et bien que le concept ait évolué, l'utilisation de cupule de **resurfaçage** est toujours d'actualité (Puget, 2005).



Figure 1 : Évolution des cupules : cupule de Smith-Petersen 1938-1952 (a), Cupule Vernon-Luck 1948 (b), Cupule de Wagner 1991(c). Figure tirée de: www.maitrise-orthop.com.

Fort du succès de Smith-Petersen, deux types de prothèses sont développés en parallèle : les prothèses fémorales (tête et tige fémorale) qui s'articulent directement avec la cavité cotyloïdienne et les **prothèses totales**. En 1948, les frères Robert (1901-1980) et Jean Judet (1905-1995) proposent une prothèse fémorale dont la tige s'insère dans le col fémoral (Figure 2), mais celle-ci est rapidement abandonnée, dû à l'importante formation de débris. Le concept est aussitôt repris par Thompson (1907-1983) en 1950, puis par Moore (1899-1963) en 1952 qui proposent une prothèse munie d'une tige s'ancrant dans le canal médullaire (Figure 2). Ces prothèses obtiennent un succès considérable, au point d'être, encore aujourd'hui utilisées par les chirurgiens (Gomez et Morcuende, 2005).

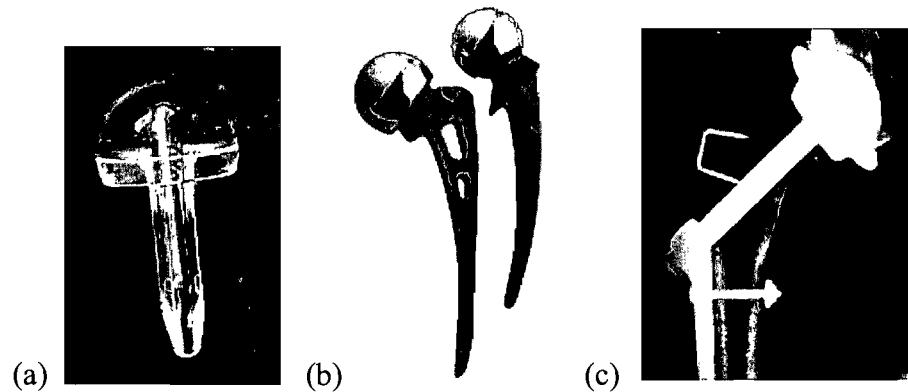


Figure 2: *Prothèse fémorale: des frères Judet (a), de Thompson (droite) et de Moore (gauche) (b) ainsi que la prothèse de Wiles (c). Figure tirée de: www.maitrise-orthop.com.*

En 1938, P. Wiles (1899-1966) introduit une première **prothèse totale de hanche** fixée dans le col fémoral et sur la diaphyse. Subséquemment cela, plusieurs tentatives sont réalisées afin d'apparier les tiges de Thompson et de Moore à une cupule cotyloïdienne. Certains modèles dont le McKee-Ferrar et le modèle Ring ont alors d'excellents résultats (Gomez and Morcuende, 2005; Puget, 2005). Pour sa part, Sir John Charnley (1911-1982) révolutionnera la pratique de la chirurgie d'arthroplastie ainsi que la prothèse totale de hanche. Parmi ses principales contributions, soulignons l'introduction du ciment acrylique pour fixer les composantes prothétiques, de prothèses à coefficient de friction réduit, de couples métal-polyéthylène, de la tête fémorale de 22mm, etc. Les résultats à long terme (25 ans) à la suite de l'implantation de la prothèse Charnley à bas coefficient de friction sont si impressionnants qu'en 1991, certains suggèrent que cette intervention soit proclamée la *chirurgie orthopédique du siècle* (Learmonth et al. 2007).

Pionnière en évaluation du mouvement humain sain et pathologique, Mary (Pat.) Murray (1925-1984) estime qu'il est essentiel de documenter objectivement l'impact des premières grandes «séries» de prothèses (Charnley à bas coefficient de friction, McKee-Farrar, Müller etc.) sur la **récupération fonctionnelle** post-chirurgicale. Au cours des années qui suivent, Murray et collaborateurs évaluent des paramètres tels que: la **force musculaire**, l'amplitude passive de mouvement, la symétrie de chargement en posture érigée ainsi que les paramètres spatio-temporaux et la cinématique de la hanche et du tronc lors de la marche (Figure 3). En premier lieu, ceux-ci s'intéressent à la progression des patients en évaluant ces paramètres à diverses périodes pré et post-chirurgie (Murray et al. 1972; 1975). Ensuite, ils comparent la progression de patients munis de prothèses McKee-Ferrar, Charnley ou Müller (Murray et al. 1976a; 1979). De façon générale, les résultats démontrent une amélioration de l'ensemble des paramètres évalués et bien que certains progrès prennent place entre 12 et 24 mois, la majorité d'entre eux sont réalisés dans les premiers 6 mois à la suite de la chirurgie. Enfin, les analyses ne démontrent aucune différence significative imputable aux différents types de prothèses.

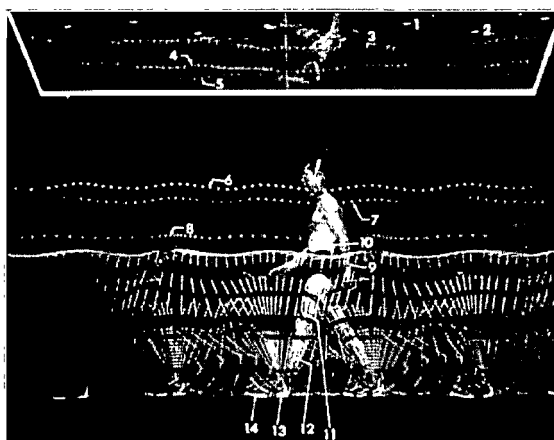


Figure 3: *Inspirée des travaux d’Inman (1905–1980) et Eberhart (1906–1993), Murray et collaborateurs (1964) adaptent la technique d’analyse de mouvement. L’ajout d’un miroir au-dessus de l’aire de marche combine le plan sagittal et transverse dans la même photographie. Figure tirée de Murray et collaborateurs (1964).*

Dans les années 1980, l’amélioration des systèmes d’analyse de mouvements combinée à l’arrivée d’ordinateurs puissants ont fait progresser la recherche en biomécanique. Les systèmes d’acquisitions permettent alors d’obtenir des données cinématiques et **cinétiques** précises qui rendent compte du rôle fonctionnel des groupes musculaires impliqués dans la réalisation du mouvement. Dans les années 1990 à 2000, les études réalisées à la suite de l’implantation de prothèses totales de hanche rapportent la persistance de certaines problématiques fonctionnelles qui sont, entre autres, attribuées à la faiblesse des muscles abducteurs de la hanche (Wykman and Goldie, 1989; Long et al. 1993; Loizeau et al. 1995; Perron et al. 2000; Mont et al. 2007). Récemment, plusieurs progrès techniques ont permis la mise en marché de prothèses alternatives à la prothèse totale de hanche qui pourraient réduire un certain nombre de complications fonctionnelles à la suite de la chirurgie.

Sur la base de ces résultats biomécaniques et orthopédiques, le présent travail a pour but de déterminer l’effet du type de prothèse sur le contrôle postural et le patron locomoteur. Plus spécifiquement, dans les deux premières études les patients ayant reçu une PTH seront comparés à d’autres munis d’une PRS et ce dans deux activités essentielles de la vie quotidienne; la posture debout (étude 1) et la locomotion (étude 2). En effet, au cours des dernières années, des groupes de recherche ont démontré que

certaines caractéristiques spécifiques à la PRS permettraient de faciliter la reconstruction de l'articulation de la hanche et d'en améliorer la stabilité (Silva et al. 2004; Girard et al. 2006; Mont et al. 2007). Ceci aurait pour effet de réduire les risques de complications, améliorer la mécanique articulaire de la hanche et par conséquent d'accélérer le retour à une vie active (Daniel et al. 2004a; Schmalzried, 2007). La littérature reconnaît deux avantages de la PRS sur la PTH: l'absence de tige dans le canal fémoral ainsi que la présence d'une tête fémorale de large diamètre. Par conséquent, l'étude 3 vise à comparer le contrôle postural chez des patients munis de PRS ou d'une PTH à tête fémorale de large diamètre. De manière à repositionner ces trois articles dans leur contexte, ceux-ci seront précédés d'une revue de littérature, puis seront par la suite discutés.

-CHAPITRE I-

La recension des écrits présentée dans les chapitres I à IV traitera des conditions particulières pouvant influencer le succès de la prothèse totale de hanche ainsi que des principaux avantages et désavantages des différentes prothèses. Puis seront présentées les principales complications posturales et locomotrices qui surviennent à la suite de l'arthroplastie de la hanche.

I. Arthroplastie de la hanche

L'arthroplastie de la hanche est une des procédures chirurgicales les plus couramment réalisée. Aux États-Unis entre 1990 et 2002, l'augmentation du nombre de chirurgies était de l'ordre de 46%, atteignant annuellement près de 200 000 interventions primaires (Kurtz et al. 2005; Zhan et al. 2007). Selon le Registre Canadien des Remplacements Articulaires 2004-2005 (RCRA: Institut canadien d'information sur la santé, 2006), le Canada aurait connu une augmentation de près de 52% entre 1995 et 2005.

Le vieillissement de la population n'est pas étranger à cette augmentation. En effet, en Amérique du Nord les personnes de 65 ans et plus représentent le groupe d'âge ayant recours le plus souvent à cette intervention chirurgicale (American college of rheumatology subcommittee on osteoarthritis guidelines, 2000; RCRA: Institut canadien d'information sur la santé, 2006; Huo et al. 2007). L'espérance de vie étant également en constante augmentation, la projection quant au nombre d'arthroplasties primaires

réalisées dans ce groupe d'âge est évaluée à la hausse au cours des prochaines décennies (American college of rheumatology subcommittee on osteoarthritis guidelines, 2000; RCRA: Institut canadien d'information sur la santé, 2006; Huo et al. 2007). Au Royaume-Uni au cours des 30 prochaines années, la hausse de la demande d'arthroplastie de la hanche liée aux changements démographiques est estimée à plus de 40% (Birrell et al. 1999). Le Canada aurait connu entre 1994-1995 et 2004-2005, une augmentation marquée du nombre d'arthroplastie réalisée chez les personnes de 45-54 ans, atteignant 53% pour les hommes et 41% pour les femmes (RCRA: Institut canadien d'information sur la santé, 2006). Enfin, il semblerait que les femmes aient davantage recours à l'arthroplastie (57%) comparativement aux hommes (43%) (RCRA: Institut canadien d'information sur la santé, 2006).

I.1 ÉTIOLOGIE

La cause la plus fréquente d'arthroplastie primaire de la hanche est l'ostéoarthrite dégénérative de la hanche, et ce dans plus de 80% des cas (RCRA: Institut canadien d'information sur la santé, 2006). Le diagnostic d'ostéonécrose vient au deuxième rang avec 6% des cas alors que l'arthrite inflammatoire et les fractures aiguës représentent moins de 5% chacune (RCRA: Institut canadien d'information sur la santé, 2006). Du fait de son ampleur comparativement aux autres causes d'arthroplastie, seule l'ostéoarthrite sera détaillée dans ce document.

I.1.1 Ostéoarthrite

L'ostéoarthrite est le désordre articulaire le plus commun en Amérique du Nord (Lane, 2007). Au Québec, la prévalence d'ostéoarthrite auto-rapportée chez une population de 25 ans et plus était de 3,1% et atteignait près de 20% chez les personnes de 65 ans et plus (Rossignol, 2004). De ce nombre, 36% concernait des problèmes de coxarthrose, troisième plus grande proportion après les problèmes aux mains (43%) et au genou (53%) (Rossignol, 2004). L'ostéoarthrite est définie comme étant une dégradation localisée et non-uniforme du cartilage articulaire. À cela s'ajoutent un épaississement de l'os sous-chondral ainsi que la formation d'ostéophytes (Lane, 2007). Bien que la pathogénèse de l'ostéoarthrite fasse toujours l'objet de nombreuses études, certains facteurs de risques ont été identifiés. Parmi les principaux, il y a l'âge, le sexe, la surcharge pondérale ainsi que les chocs traumatiques (Karlson et al. 2003; RCRA: Institut canadien d'information sur la santé, 2006; Lane, 2007).

I.1.1.1 Principales complications dues à l'ostéoarthrite

La douleur et la perte de mobilité sont les principales conséquences de l'ostéoarthrite (Wiklund and Romanus, 1991; Coggon et al. 2001; Rossignol, 2004). La douleur est considérée comme le principal facteur clinique menant à la consultation (RCRA: Institut canadien d'information sur la santé, 2006; Lane, 2007). Bien que les manifestations soient multiples, un des signes physiques précurseurs de la réduction de la mobilité générale, est la manifestation de douleurs ou de limitations lors de mouvements de rotations latérale et médiale de la hanche lorsque le genou est en

extension complète (Manek et al. 2003). La mise en charge lors d'activités dynamiques tend aussi à exacerber cette douleur (Berman et al. 1991; Hurwitz et al. 1997; Watelain et al. 2001; Kyriazis and Rigas, 2002). Par ailleurs, à la suite d'une période d'inactivité, des raideurs articulaires peuvent également se manifester et réduire l'amplitude de mouvement nécessaire à la réalisation des activités de la vie quotidienne (American college of rheumatology subcommittee on osteoarthritis guidelines, 2000). Quelles qu'elles soient, les douleurs ont généralement pour effets de réduire la mobilité des patients et par conséquent de diminuer leur qualité de vie (American college of rheumatology subcommittee on osteoarthritis guidelines, 2000; Rossignol, 2004).

Pour pallier la douleur et la perte de mobilité, des adaptations locomotrices sont observées chez un grand nombre de patients (Murray et al. 1971; Thurston, 1985; Berman et al. 1991; Hulet et al. 2000; Watelain et al. 2001). Comme nous le verrons dans une autre section (Locomotion : complication pathologiques), ces adaptations locomotrices affectent tant les paramètres spatio-temporels et cinématiques (Murray et al. 1971; Thurston, 1985; Berman et al. 1991; Hulet et al. 2000; Watelain et al. 2001) que la cinétique du patron locomoteur (Hurwitz et al. 1997; Hulet et al. 2000; Watelain et al. 2001; Kyriazis and Rigas, 2002; Vogt et al. 2006; Recnik et al. 2007). Dans de nombreux cas cependant, lorsque la douleur et les déficiences fonctionnelles sont trop importantes et qu'il y a des évidences radiographiques de dommages aux cartilages, l'arthroplastie devient alors l'option la plus indiquée.

-CHAPITRE II-

II. Anatomie fonctionnelle de l'articulation coxo-fémorale

L'articulation coxo-fémorale est l'articulation proximale du membre inférieur qui unit le fémur à l'os coxal. De type synoviale sphéroïde (énarthrose) à 3 degrés de liberté, la hanche est considérée comme l'articulation la plus stable du corps humain (Figure 4). En plus de supporter et transmettre le poids du tronc aux membres inférieurs, elle a pour principales fonctions de stabiliser le tronc en position érigée et d'assurer la mobilité des membres inférieurs. Ces fonctions nécessitent que l'articulation soit solidement fixée tout en permettant une grande amplitude de mouvement. La prochaine section sera divisée de façon à présenter les structures osseuses, ligamentaires et musculaires formant l'articulation coxo-fémorale, ainsi qu'à décrire leurs principales fonctions mécaniques.

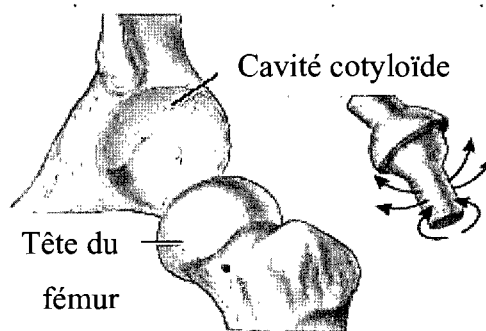


Figure 4: *Articulation coxo-fémorale : articulation sphéroïde entre la tête fémorale et la cavité cotyloïde de l'os coxal. Figure tirée de: Tortora et Grabowski. Principes d'anatomie et de physiologie, 2001.*

II.1 STRUCTURES D'UNION ET DE RENFORCEMENT

L'articulation coxo-fémorale est formée de la tête fémorale et de la cavité cotyloïde, aussi appelée acétabulum (Figure 4). La tête fémorale s'apparente au 2/3 d'une sphère d'environ 40 à 50 mm de diamètre. Sa surface est entièrement recouverte de cartilage à l'exception de la fossette de la tête fémorale (insertion du ligament rond : (Figure 5a). La tête fémorale est rattachée à la diaphyse par le col fémoral qui forme avec l'axe diaphysaire un angle d'inclinaison de 125° ainsi qu'un angle d'antéversion de $10-30^\circ$ dans le plan frontal. Il est dit du col fémoral qu'il est oblique en haut, en-dedans et en avant (Kapandji, 1999).

La cavité cotyloïde se situe, pour sa part, sur la portion latérale de l'os coxal et elle est orientée vers l'avant et le bas. Elle est de forme semi-sphérique et son périmètre est tapissé d'un cartilage ayant la forme d'un croissant concave vers le bas. Seule cette portion de la cavité cotyloïde s'articule avec la tête fémorale, la partie centrale du cotyloïde (arrière-fond cotyloïdien) étant légèrement en retrait. Les surfaces de la tête fémorale et du cotyle ne sont pas parfaitement congruentes à cause de leurs orientations respectives. Par conséquent, la portion antéro-supérieure de la tête fémorale n'est pas recouverte par la cavité cotyloïde en position érigée. L'articulation nécessite donc certaines structures anatomiques permettant d'augmenter la stabilité de l'articulation.

La stabilité de l'articulation coxo-fémorale provient en majeure partie des structures passives (capsule et ligaments) et actives (muscles) qui unissent l'os coxal au fémur. Le bourrelet cotyloïdien (Figure 5a) est également une structure augmentant la stabilité de l'articulation. Cet anneau fibro-cartilagineux qui adhère au cotyle, permet à la fois d'accroître la profondeur de la cavité cotyloïde et de maintenir la tête fémorale en place.

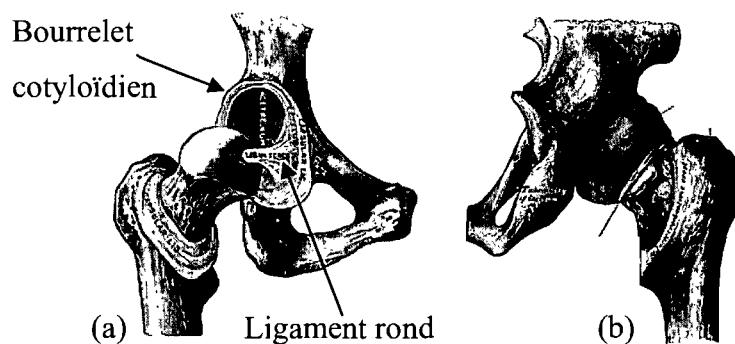


Figure 5: le ligament rond et le bourrelet cotyloïdien (a). Capsule articulaire de renforcement entourant la tête fémorale (b). Figure tirée de: www.bartleby.com.

II.1.1 Structures passives

La capsule articulaire (Figure 5b) est formée de fibres denses et résistantes. De forme cylindrique, elle rattache le cotyle à la base du col fémoral. Les ligaments renforcent à leur tour la capsule (Figure 6). En face antérieure se retrouvent les ligaments ilio-fémoral et pubo-fémoral (Figure 6a) alors que la face postérieure est renforcée par le ligament ischio-fémoral (Figure 6b). Enfin bien qu'il ne renforce pas à proprement dit l'articulation, le ligament rond tient un rôle essentiel dans la

vascularisation de la tête fémorale. De plus, sa présence dans la cavité articulaire contribuerait à la répartition du liquide synovial lors du mouvement.

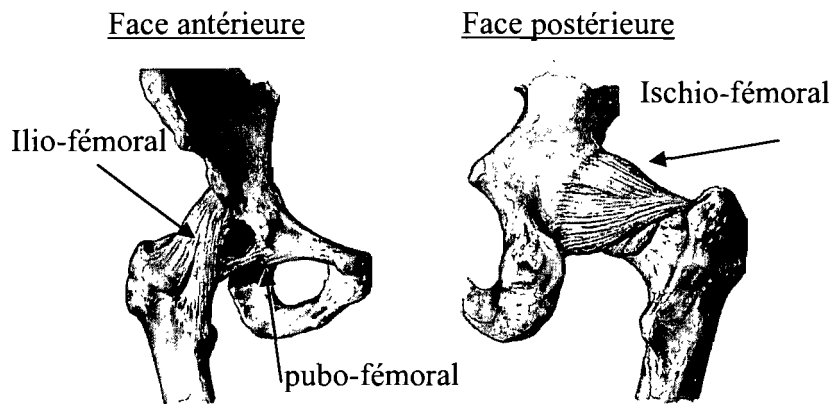


Figure 6: *Face antérieure: les ligaments ilio-fémoral et pubo-fémoral. Face postérieure: ligament ischio-fémoral. Figure tirée de: www.netterimages.com.*

De par leurs dispositions, les ligaments, qui sont obliques de l'avant (fémur) vers l'arrière (bassin), se tendent lors de l'extension du tronc et stabilisent la portion antérieure de l'articulation en station debout. À l'inverse, lors de mouvements de flexion, ceux-ci se relâchent limitant la force de coaptation entre la tête fémorale et la cavité cotyloïde. Pour cette raison, la tension exercée par les muscles joue également un rôle essentiel dans la stabilisation de l'articulation coxo-fémorale.

II.1.2 Structures actives

Certains muscles dont les fibres sont orientées de façon similaire au col fémoral sont particulièrement importants pour maintenir la tête fémorale en place dans le cotyle

(Kapandji, 1999). C'est le cas des muscles pelvi-trochantériens (piriforme, obturateur externe, obturateur interne, jumeaux, carré fémoral). Principalement rotateurs externes, ces muscles qui recouvrent la capsule articulaire dans sa portion postérieure sont également responsables des ajustements de positionnement entre l'os coxal et la tête fémorale. Les muscles fessiers, particulièrement le petit et le moyen, assurent également cette fonction. L'importance des muscles petit et moyen fessiers comme stabilisateur du bassin en posture et en locomotion, sera explicitée ultérieurement.

II.2 AMPLITUDES ACTIVES DE MOUVEMENTS À LA HANCHE ET PRINCIPAUX EFFECTEURS

Le mouvement de flexion-extension est réalisé dans le plan sagittal. Les amplitudes de flexion et d'extension sont dépendantes de la position au genou. Ainsi, lorsque le genou est en extension, la flexion maximale est de 90° alors qu'elle atteint 120° lorsque le genou est fléchi. À l'opposé, l'extension au genou augmente l'amplitude d'extension à 20° alors qu'elle est de 10° lorsque celui-ci est fléchi. Cette limitation du mouvement selon le positionnement du genou s'explique par l'action des muscles bi-articulaires qui agissent à la fois à l'articulation de la hanche et du genou. Les muscles fléchisseurs se retrouvent sur la loge antérieure (Figure 7) et les principaux sont l'iliaque et le psoas, tandis que les muscles biarticulés tels que le sartorius et le droit antérieur de la cuisse ont une fonction de fléchisseur de hanche plus secondaire. Le droit antérieur de la cuisse par exemple, est particulièrement efficace dans la flexion à la hanche à mesure que le genou fléchit.

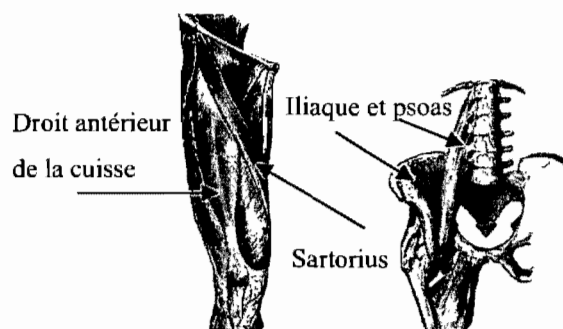


Figure 7: *Les muscles fléchisseurs de la hanche. Figure tirée de: www.netterimages.com.*

Les muscles extenseurs se situent sur la loge postérieure de la cuisse (Figure 8). Le plus gros et le plus puissant extenseur est le grand fessier. Les ischio-jambiers sont également des muscles extenseurs de la hanche. Ceux-ci se composent du biceps fémoral, du semi-membraneux ainsi que du semi-tendineux. Bien qu'elle soit moins importante que celle du grand fessier, la force de ces muscles bi-articulés augmente lorsque le genou est en extension.

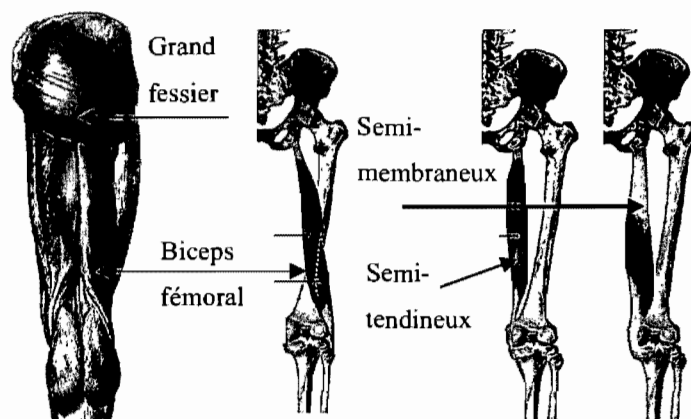


Figure 8: *Les muscles extenseurs de la hanche. Figure tirée de: www.netterimages.com.*

Le mouvement d'abduction-adduction est réalisé dans le plan frontal. L'amplitude de ce mouvement est de 15° , mais peut atteindre 45° lorsque le rachis compense par une flexion au-dessus de la jambe de soutien. Les principaux muscles abducteurs sont le petit et le moyen fessiers ainsi que le tenseur du fascia lata (Figure 9). Ces muscles sont tous des stabilisateurs de la hanche. Cela est particulièrement évident en appui unipodal (posture statique ou en locomotion). Dans cette position, la stabilité du bassin est assurée uniquement par l'action des abducteurs de la hanche.

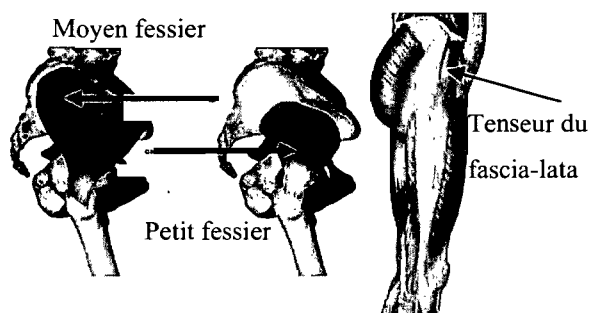


Figure 9: *Muscles abducteurs de la hanche. Figure tirée de: www.netterimages.com.*

Lorsque les muscles abducteurs sont sains, le bassin est maintenu dans une position stable (Figure 10a), c'est-à-dire que l'axe inter-coxilien est parallèle avec le sol. Cependant, si leur force musculaire devient insuffisante et ne peut contrebalancer le moment de force dû au poids corporel, alors le bassin s'affaissera du côté opposé à la jambe de support. Ce signe symptomatique de la déficience des muscles abducteurs de la hanche est appelé signe de Trendelenbourg ou Trendelenbourg positif (Figure 10b).

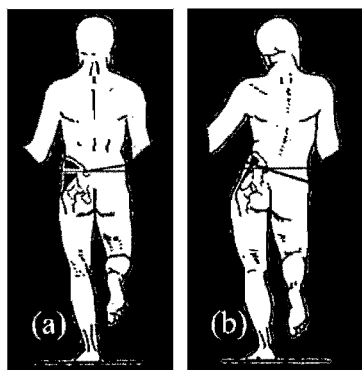


Figure 10: *Muscles abducteurs de la hanche sains (a). Signe de Trendelenbourg (b).*

Figure tirée de: www.lerat-orthopedie.com.

L'adduction est souvent combinée à la flexion ou l'extension de la jambe ipsilatérale ou à l'abduction de la jambe controlatérale. L'amplitude d'adduction maximale combinée est de 30° . Les plus puissants muscles adducteurs sont les petit et long adducteurs, mais plus particulièrement le grand adducteur (Figure 11). On compte aussi le pectiné et le droit interne de la cuisse parmi les muscles adducteurs (Figure 11). D'autres muscles tels que les ischio-jambiers, le grand fessier ainsi que les muscles pelvi-trochantériens permettent aussi l'adduction bien que ce ne soit pas leur principale action.

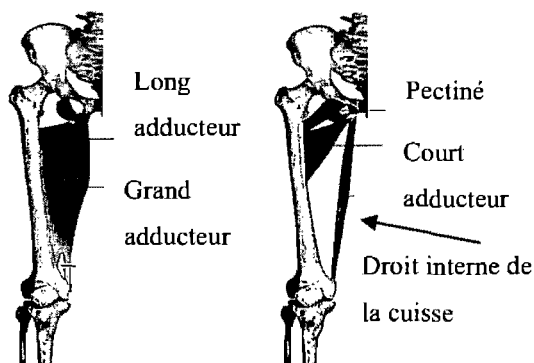


Figure 11: *Muscles adducteurs de la hanche. Figure tirée de: www.netterimages.com.*

Les groupes musculaires abducteurs-adducteurs contribuent largement au contrôle postural statique et dynamique. Lorsque le bilan musculaire de ces antagonistes est adéquat, le bassin est maintenu dans une position symétrique. Cependant, si l'un des groupes musculaires n'est pas en mesure de générer la force nécessaire pour contrebalancer l'antagoniste, alors la stabilité peut être réduite au point parfois de provoquer la chute (voir détails dans la section *Posture : complication pathologiques*).

Enfin, le mouvement de rotation externe-interne est réalisé dans le plan transverse. Lorsque le mouvement est réalisé avec une flexion de 90° à la hanche et au genou, la rotation externe (la jambe allant vers l'intérieur) atteint 60° alors que la rotation interne (la jambe allant vers l'extérieur) atteint 30°. Les muscles rotateurs externes sont nombreux et puissants (Figure 12). Les principaux muscles sont le piriforme, les obturateurs externe et interne, les jumeaux et le carré fémoral. Le grand fessier est aussi un muscle rotateur externe. Les muscles rotateurs internes sont moins nombreux et moins puissants que les muscles rotateurs externes. Les effecteurs de ce mouvement sont essentiellement le tenseur du fascia lata et le petit fessier.

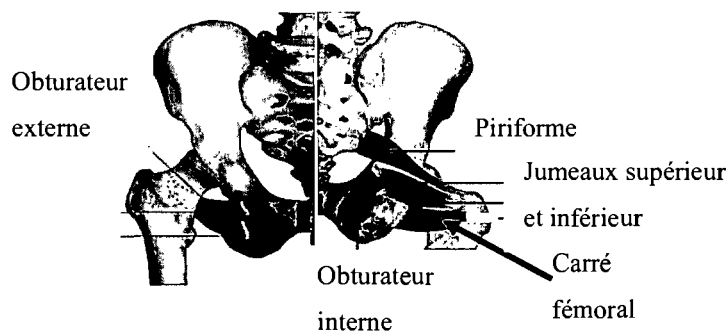


Figure 12: *Muscles rotateurs externes de la hanche. Figure tirée de:*

www.netterimages.com.

-CHAPITRE III-

III. Chirurgie d'arthroplastie de la hanche

III.1 HISTORIQUE ET FONCTIONS POST-OPÉRATOIRES

L'arthroplastie de la hanche est considérée comme une des chirurgies les plus efficaces en orthopédie (Ethgen et al. 2004). L'utilisation de prothèse totale de hanche (PTH) constitue plus de 90% des prothèses implantées lors d'arthroplastie primaire (RCRA: Institut canadien d'information sur la santé, 2006). Pour plusieurs, elle est la prothèse de référence (Cuckler, 2006; Lachiewicz, 2007). Introduite dans les années 1960 par John Charnley, elle est depuis en constante évolution. Tel qu'illustré à la Figure 13, ce type de chirurgie consiste à réséquer la capsule articulaire, la tête ainsi que le col fémoral. Des composantes prothétiques remplacent la tête et le col fémoral alors qu'une coupole métallique est insérée du côté de la cavité cotyloïde.

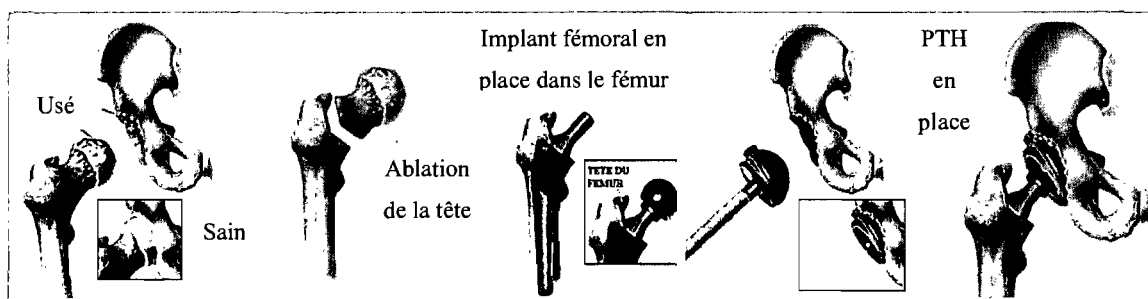


Figure 13: Chirurgie d'arthroplastie à l'aide d'une prothèse totale de hanche. Figure tirée de: www.the-health-pages.com.

Dans les années 1980 furent misent au point de nouvelles technologies visant à perfectionner les techniques et les modes de fixations de la prothèse. Une décennie plus tard, l'attention de la recherche a porté sur l'amélioration des techniques chirurgicales et sur le développement de nouvelles surfaces de contact résistantes à l'abrasion (Crowninshield et al. 2006). Aujourd'hui, le remplacement total de hanche connaît un succès rarement égalé dans le milieu médical (Ethgen et al. 2004).

La plupart des études rapportent une diminution significative de la douleur dans les premiers jours post-chirurgie (Laupacis et al. 1993; Rissanen et al. 1995; Aarons et al. 1996). Toutefois, les améliorations les plus significatives en terme de douleur et de qualité de vie ont été observées dans les trois à six mois suivant la chirurgie (Murray et al., 1971; Laupacis et al., 1993; Rissanen et al., 1995; Riter et al., 1995; Aaron et al., 1996; Shields et al., 1999; Jones et al., 2001; Berge et al., 2004). Ces améliorations pourraient en outre s'expliquer par l'augmentation de l'amplitude articulaire et de la force isométrique des muscles abducteurs de la hanche (Murray et al. 1976b; Long et al. 1993; Vaz et al. 1993; Shih et al. 1994; Bertocci et al. 2004) réalisées durant cette même période.

III.2 FACTEURS DÉTERMINANTS DE LA CHIRURGIE

Malgré ce succès, certaines complications peuvent se manifester à plus ou moins long terme et nécessiter des révisions dans 1 à 9% des cas selon les études (Kung and Ries, 2007). Parmi les principales complications menant à la révision se retrouvent les

fractures péri-prothétiques, la laxité aseptique résultant de la formation de débris, l'instabilité et la dislocation de la prothèse ainsi que la douleur et l'infection (Huo et al. 2007; Learmonth et al. 2007; Ulrich et al. 2007). L'utilisation de prothèses instrumentées a démontré que lors d'activités locomotrices, les forces appliquées sur la tête fémorale prothétique représentaient de 2 à 3 fois le poids du corps (Bergmann et al. 2001; Brand et al. 1994). Celles-ci augmenteraient en présence d'une déficience des muscles abducteurs de la hanche avec, pour conséquence mécanique d'accroître les contraintes appliquées sur la prothèse (Bergmann et al. 1993). De plus, l'absence de la tête (et des trabécules osseuses) et du col fémoral modifie le mécanisme de transfert de charges du cotyle au fémur proximal, alors que l'insertion de la tige fémorale dans le canal médullaire entraîne une augmentation des contraintes sur la portion proximale de la diaphyse ce qui a pour effet d'altérer le remodelage osseux. Ces mécanismes sont reconnus comme étant les facteurs les plus importants liés à la perte de masse osseuse (Pritchett, 1995; Sumner et al. 1998; Goetzen et al. 2005).

Bien que les mécanismes d'échecs soient aujourd'hui mieux expliqués et surtout mieux contrôlés, la révision de prothèse reste un problème majeur (Ulrich et al. 2007). Les facteurs menant tant au succès qu'à la révision de prothèse totale de hanche se divisent en trois groupes distincts soient: les techniques chirurgicales, les composantes prothétiques et les caractéristiques des patients (Ulrich et al. 2007). Les efforts réalisés pour l'amélioration de ces facteurs visent principalement à accélérer la guérison, minimiser les dommages aux structures et réduire les contraintes techniques pour le chirurgien.

III.2.1 Techniques chirurgicales

III.2.1.1 Approches chirurgicales

Les approches chirurgicales joueraient un rôle déterminant sur la prévalence de dislocations post-opératoires (Masonis et Bourne, 2002; Soong et al. 2004). En effet, chacune d'elles impliquent la manipulation ainsi qu'un niveau d'exposition spécifique des structures anatomiques (Kwon et al. 2006). Les approches postérieure et antéro-latérale sont les deux approches majeures desquelles plusieurs variantes sont aujourd'hui dérivées (Yamaguchi et al. 2003; Kwon et al. 2006).

L'approche postérieure classique implique la division du tenseur du fascia lata et du grand fessier, la désinsertion des tendons du grand fessier, des rotateurs externes de la hanche (voir Chapitre 2) ainsi que l'incision de la capsule articulaire. Cette approche permet une bonne visualisation des structures anatomiques, réduit le temps de chirurgie et engendre peu de problèmes fonctionnels lors de la marche, puisque les muscles abducteurs de la hanche, plus particulièrement les muscles petit et moyen fessiers ne sont pas sectionnés. Cette approche ne fait cependant pas l'unanimité, puisque les risques de dislocations sont de l'ordre de 2 à 5% (Woo and Morrey, 1982; Varejao et al. 2002; Kwon et al. 2006). Néanmoins, il a été démontré que la reconstruction des muscles rotateurs externes de la hanche et de la capsule permettait de stabiliser la portion postérieure de l'articulation et ainsi de diminuer les risques de dislocations (Kao and Woolson, 1992; Pellicci et al. 1998; Chiu et al. 2000; Yamaguchi et al. 2003).

L'approche antéro-latérale permet d'exploiter l'espacement entre le tenseur du fascia lata et le moyen fessier. Durant cette intervention, le chirurgien doit diviser le tenseur du fascia lata, procéder à la ténotomie partielle du moyen fessier et inciser la capsule articulaire afin de bien exposer la cavité cotyloïde (Masonis et Bourne, 2002). Le principal avantage de cette approche est de réduire les risques de dislocations, puisque l'intégrité des muscles rotateurs externes n'est pas compromise durant l'intervention. Cependant, la ténotomie des fibres antérieures du moyen fessier peut causer des dommages fonctionnels permanents comme la claudication due au rôle du moyen fessier comme stabilisateur de la hanche à la marche (Gore et al. 1982; Masonis et Bourne, 2002).

L'information cumulée à ce jour ne permet pas de clore le débat visant à déterminer une approche optimale (Masonis et Bourne, 2002). Des études réalisées à l'aide d'un plus grand échantillon de sujets et un suivi à plus long terme sont jugés nécessaires par la communauté scientifique (Masonis et Bourne, 2002).

III.2.1.2 Chirurgie minimalement invasive

Parallèlement à ces approches traditionnelles, des chirurgies minimalement invasives sont en développement. Ces interventions qui nécessitent de courtes incisions cutanées sont réalisées à l'aide de matériel d'écartement adapté combiné à un contrôle radioscopique. Celles-ci comptaient pour environ 12% des arthroplasties de la hanche en 2004-2005, démontrant une augmentation de 33% par rapport à l'année précédente (RCRA: Institut canadien d'information sur la santé, 2006). Ces procédures font l'objet de controverse dans le milieu chirurgical (Berry et al. 2003).

Les avantages de cette technique sont de minimiser à la fois les traumatismes aux structures anatomiques, le temps de chirurgie, la perte sanguine ainsi que le temps de récupération post-chirurgie (RCRA: Institut canadien d'information sur la santé, 2006; Berry et al., 2003). Cependant, du côté des opposants, les principales préoccupations concernent à la fois le niveau de difficulté de cette technique, puisque celui-ci retarderait la courbe d'apprentissage des chirurgiens (Archibeck and White, 2004; Eingartner, 2007) et la visualisation restreinte des structures durant la chirurgie. Cette diminution de la visibilité pourrait augmenter les erreurs de positionnement et par conséquent les complications post-opératoires (Huo et al. 2007; Learmonth et al. 2007).

III.2.2 Surfaces de contact

La principale problématique liée aux surfaces de contact de la cupule acétabulaire et de la tête fémorale prothétique est la formation de débris de matériaux. À la suite des mises en charges et des frottements répétés, les surfaces de ces deux composantes prothétiques peuvent devenir friables. Selon le type de surface utilisée, des débris se forment et augmentent ainsi le risque d'ostéolyses et de décèlement prothétique (Howie et al. 1990; Amstutz et al. 1992; Bauer and Schils, 1999). Cette problématique a été relevée dès les années 1970 alors que les matériaux utilisés étaient le polyéthylène et le métal (Teflon et combinaison polyéthylène-métal), (Huo et al. 2007; Learmonth et al. 2007). Au cours des années qui suivirent, plusieurs matériaux et alliages ont été testés afin de réduire les complications dues aux débris et à la biotoxicité (Huo et al. 2007; Learmonth et al. 2007). Parmi les matériaux les plus couramment étudiés, citons

la céramique, le métal (alliage chrome-cobalt-molybdène) et le polyéthylène (Huo et al. 2007; Learmonth et al. 2007).

III.2.2.1 La céramique

La céramique est un matériau dur et résistant ayant comme principales caractéristiques de réduire la friction entre les surfaces de contact, d'être résistant aux rainures et surtout d'être biologiquement peu actif. Cette dernière caractéristique rend la céramique peu propice à provoquer la dégradation de la matière osseuse (Learmonth et al. 2007). Si les résultats à court terme semblent satisfaisants, certains chercheurs craignent les complications dues à la friabilité de ce matériau lors d'impact plus important tels qu'obtenus dans la pratique d'activités sportives (Callaway et al. 1995; Fritsch and Gleitz, 1996).

III.2.2.2 Le métal

L'échec du métal dans les années 1960-1970 fut causé par la piètre qualité des matériaux disponibles, l'importante production d'ions métalliques toxiques ainsi que par le design inadéquat des composantes prothétiques (Learmonth et al. 2007). Une fois certains correctifs apportés, les prothèses métalliques ont été réintroduites afin d'être étudiées attentivement (Huo et al. 2007; Learmonth et al. 2007). L'utilisation du métal ne fait pas l'unanimité, mais certains y voient un matériau plus résistant aux débris que le polyéthylène et non friable en comparaison de la céramique (Learmonth et al. 2007). Ces caractéristiques permettent de réduire l'épaisseur des composantes prothétiques et par conséquent d'en augmenter le diamètre, ce qui augmenterait la stabilité de la prothèse et de l'articulation (Schmalzried, 2007). Néanmoins, la communauté

scientifique s'inquiète des effets potentiellement néfastes d'ions métalliques libérés dans la circulation (Granchi et al. 2003; MacDonald, 2004; Dumbleton and Manley, 2005). Enfin, l'infiltration intracellulaire de particules de métal pourrait être un autre désavantage du métal (MacDonald, 2004; Huo et al. 2007; Learmonth et al. 2007).

III.2.2.3 Le polyéthylène

Le polyéthylène reste le matériau le plus utilisé (RCRA: Institut canadien d'information sur la santé, 2006). Cependant, afin d'en augmenter la résistance, les surfaces de polyéthylène traditionnellement utilisées ont été remplacées par du polyéthylène réticulé à poids moléculaire élevé. Cela aurait pour effet de diminuer la formation de débris et conséquemment, de limiter les complications comme le décèlement et l'ostéolyse (Huo et al. 2007; Learmonth et al. 2007).

La céramique, le métal, le polyéthylène ainsi que les combinaisons de ces matériaux continuent aujourd'hui de faire l'objet de nombreux questionnements. À ce jour, la combinaison métal-polyéthylène serait utilisée dans 69% des cas (RCRA: Institut canadien d'information sur la santé, 2006).

III.2.3 Caractéristiques du patient

La sélection des patients joue un rôle déterminant dans la récupération post-opératoire (Amstutz et al. 2004; MacDonald, 2004; Schmalzried et al. 2005; Shimmin and Back, 2005; Zhan et al. 2007). Celle-ci doit être réalisée de façon rigoureuse afin de déterminer l'éligibilité d'un patient à recourir à la chirurgie.

III.2.3.1 L'âge des patients

La démographie des patients a évolué au fil du temps (Crowninshield et al. 2006; Schmalzried, 2007). Les principaux patients pressentis pour l'arthroplastie de la hanche étaient, jusqu'à tout récemment, des personnes âgées plus ou moins actives et qui, pour la plupart, présentaient des problèmes majeurs de mobilité que l'arthroplastie permettait de limiter (Jones et al. 2001). Aujourd'hui encore, la plus grande proportion de personnes subissant une arthroplastie est âgée de 65 ans et plus. Cependant, comme mentionné précédemment (Chapitre 1), le nombre d'arthroplasties primaires réalisées chez les femmes et les hommes de 45-54 ans aurait subi une hausse importante au cours des dix dernières années (RCRA: Institut canadien d'information sur la santé, 2006).

Un deuxième changement important concerne le niveau d'activité physique des patients. En effet, une majorité des patients référés pour une arthroplastie de la hanche affirment participer à des activités physiques modérées à intenses (Daniel et al. 2004a). Ce nouveau type de patients plus jeunes et plus actifs est considéré par plusieurs chirurgiens-orthopédistes comme un nouveau défi en ce qui a trait à la longévité de la prothèse (Daniel et al. 2004a; Sechriest et al. 2007). Le type d'activités pratiquées par le patient a une incidence sur les contraintes et les déformations mécaniques imposées à la prothèse (Bergmann et al. 2001; Bergmann et al. 1993; Daniel et al. 2004a). La participation à des activités impliquant de grandes mises en charge pourrait avoir pour conséquences d'augmenter l'abrasion des surfaces (Bergmann et al. 1993; Bergmann et al. 2001), les risques de dislocation et ultimement d'accélérer le recours à la révision de prothèse (de Leva, 1996; Heisel et al. 2005; Clark et al. 2006). Cependant, les progrès des dernières années quant au design des prothèses, des surfaces de contact et des

techniques chirurgicales rendent la PTH plus accessible à ce type de patients (Daniel et al. 2004a; Sharkey et al. 2006).

-CHAPITRE IV

IV. Types de prothèses : alternatives à la PTH conventionnelle

IV.1 GÉNÉRALITÉ

Les défis que suscite le nouveau type de patients ne sont pas étrangers à l'effervescence entourant la recherche et le développement de nouveaux matériaux, le design des prothèses ainsi que de nouvelles techniques chirurgicales (Daniel et al. 2004a). Ces champs d'investigations permettent l'élaboration de prothèses alternatives pouvant mieux convenir aux populations jeunes et actives (Daniel et al. 2004a). À ce jour, en plus de la prothèse totale de hanche conventionnelle présentée précédemment, deux autres types de prothèses sont disponibles: la prothèse totale avec tête fémorale de large diamètre (PTH-LD) ainsi que la prothèse de resurfaçage (PRS). La prochaine section présentera ces prothèses ainsi que leurs caractéristiques spécifiques.

IV.2 TÊTE FÉMORALE DE LARGE DIAMÈTRE

IV.2.1 Principales caractéristiques

La tête de large diamètre est présente avec PTH-LD ainsi qu'avec la PRS. Cette composante fut utilisée en réponse au taux élevé de dislocations à la suite de l'implantation d'une PTH conventionnelle primaire ainsi que pour contrer les dislocations répétées lors de révisions de prothèse (Amstutz et al. 2004; Crowninshield et al. 2004; Kung and Ries, 2007). L'utilisation de tête fémorale de large diamètre

augmenterait la stabilité de l'articulation de la hanche et réduirait significativement le taux de dislocation lorsque comparé aux têtes fémorales de petit diamètre (Beaule et al. 2002; Amstutz et al. 2004; Crowninshield et al. 2004; Cuckler et al. 2004; Berry et al. 2005; Burroughs et al. 2005; Lachiewicz and Soileau, 2006; Mont et al. 2006; Kung and Ries, 2007).

De manière générale, la dislocation survient à la suite du coincement des composantes prothétiques l'une sur l'autre et ce, plus particulièrement lorsque qu'il y a laxité ou manque de forces des muscles abducteurs de la hanche (Kung and Ries, 2007). La course précédant le coincement entre les composantes prothétiques correspond au rayon de la tête fémorale (Kung and Ries, 2007). Ainsi, le large diamètre de la tête fémorale augmenterait la course avant que celle-ci ne heurte la bordure de la coupole cotyloïde. Cela aurait pour effet d'augmenter l'amplitude de mouvement avant la dislocation de la prothèse et de faciliter la reconstruction anatomique de l'articulation de la hanche (Silva et al. 2004; Girard et al. 2006; Mont et al. 2007). L'utilisation de la tête fémorale de large diamètre serait également particulièrement avantageuse chez des sujets jeunes ainsi que chez des sujets impliqués dans des activités physiques d'intensité modérée à élevée (Daniel et al. 2004a; Schmalzried, 2007).

IV.2.2 Prothèse de resurfaçage : historique et principales caractéristiques

La PRS n'est pas à proprement dit une nouvelle prothèse. En effet, le concept de resurfaçage fut introduit par Smith-Petersen dès la fin des années 1940 et fut ensuite repris au cours des 20 à 30 années qui suivirent afin de tester plusieurs matériaux, modes de fixation et designs de prothèses, mais toujours avec des résultats qualifiés de désastreux par la communauté scientifique (Amstutz et al. 2004; Huo et al. 2007). La nécrose avasculaire de la tête fémorale, l'ostéolyse due à la présence importante de débris et finalement la défaillance de la prothèse étaient alors les principales complications répertoriées (Amstutz et al. 2004; Huo et al. 2007; Learmonth et al. 2007). La défaillance précoce de la prothèse était rapportée dans 33% des chirurgies (Freeman, 1978; Head, 1981; Bell et al. 1985). Face à ce constat d'échec, la PRS fut abandonnée au milieu des années 1980 (Huo et al. 2007; Learmonth et al. 2007).

La principale caractéristique de la PRS est la conservation d'un maximum de tissus biologiques sains due à l'absence de tige métallique dans le canal fémoral et la préservation de la tête fémorale. En effet, puisque l'ostéoarthrite n'affecte principalement que le cartilage et l'os sous-cortical, la tête et le col fémoral peuvent être conservés en grande partie. La PRS est formée de deux composantes prothétiques. La surface de la cavité cotyloïde est reconstituée à l'aide d'une coupole hémisphérique alors qu'un revêtement est fixé sur la tête fémorale par une courte tige s'insérant dans le col fémoral. Le cartilage endommagé est préalablement retiré de chacune des surfaces articulaires afin de fixer solidement les composantes prothétiques.

IV.2.2.1 Avantages

L'évolution des matériaux prothétiques et des techniques chirurgicales a permis l'émergence d'une nouvelle génération de PRS (Schmalzried, 2007). L'engouement pour la PRS est tel, que certains la considèrent désormais comme la prothèse de référence (Schmalzried, 2006). Certains auteurs soutiennent que la conservation de la tête et du col fémoral ainsi que le maintien de l'intégrité du canal médullaire permettent une distribution plus physiologique des charges à l'impact (Amstutz et al. 1998; Daniel et al. 2004a; Kishida et al. 2004; Little et al. 2007). Ceci aurait pour effet de maintenir l'intégrité des surfaces des composantes prothétiques et par conséquent de diminuer la création de débris et, ultimement le décèlement de la prothèse. Qui plus est, l'absence de tige fémorale réduirait les douleurs et l'inconfort à la cuisse fréquemment rapportés chez les patients jeunes et actifs (Engh et al. 2003). Enfin, la conservation de tissus faciliterait la révision de prothèses et permettrait de passer aisément d'une PRS à une PTH (Daniel et al. 2004a; Amstutz et al. 2006; Ball et al. 2007), ce qui pourrait être un avantage majeur pour les patients plus jeunes pour qui la révision est presque inévitable (Amstutz et al. 2004; Mont et al. 2006).

IV.2.2.2 Désavantages

Bien que plusieurs facteurs semblent pouvoir favoriser l'utilisation de la PRS, certains auteurs soulèvent suffisamment d'oppositions pour laisser à la PTH le titre de prothèse de référence (Cuckler, 2006). La fracture du col fémoral, qui a été rapportée dans des proportions allant jusqu'à 22% (Mont et al. 2006), est la principale

complication de la PRS (Little et al. 2005; Pollard et al. 2006; Steffen et al. 2008). De plus, la technique d'implantation de la PRS serait plus contraignante que la PTH dû à la difficulté d'exposer la cavité cotyloïde en présence de la tête fémorale. La courbe d'apprentissage est donc perçue comme un inconvénient important à la PRS, puisque seuls les chirurgiens orthopédistes expérimentés atteignent des taux de réussite comparables à ceux obtenus pour la PTH (Cuckler, 2006; Lachiewicz, 2007). Cependant, il a été démontré que l'incidence des fractures du col fémoral diminuait drastiquement avec la pratique (Mont et al. 2006). Ainsi, Mont et collaborateurs (2006) rapportaient 2% de cas de fractures dans la deuxième cohorte de patients et aucune fracture chez les 200 patients suivants. De façon générale, l'incidence de fracture du col fémoral est de l'ordre de 0 à 4% (Amstutz et al. 2004; Beaulé et al. 2004; Daniel et al. 2004b; Shimmin and Back, 2005).

Une deuxième problématique associée à la PRS est le décèlement aseptique de la prothèse. Cependant, d'une part, la nouvelle génération de couple métal-métal pourrait permettre de réduire la formation de débris et par conséquent le taux de décèlement (Clarke et al. 2003; Shimmin et al. 2008). D'autre part, puisque le décèlement est associé à des erreurs de positionnement de la prothèse durant la chirurgie (Shimmin et al. 2008), la pratique ainsi que le respect des récentes recommandations concernant le positionnement des composantes prothétiques permettraient de diminuer le nombre de révisions précoces de prothèses primaires (Amstutz et al. 2006).

La présence de composantes fémorales de large diamètre pose aussi le problème de dégradation des matériaux prothétiques (Clarke et al. 2003; Hallab et al. 2004;

MacDonald, 2004). Ainsi, certains auteurs considèrent que les progrès de la tribologie permettent l'utilisation de composantes de large taille sans augmenter la production de débris (Sieber et al. 1999; Clarke et al. 2003; Udofia and Jin, 2003; Shimmin et al. 2008). Selon Liu et collaborateurs (2006) cela s'expliquerait notamment par la capacité des PRS métal-métal à faciliter la lubrification élasto-hydrodynamique contrairement aux PTH conventionnelles.

Enfin, il est estimé que seulement 6% des patients référés pour une arthroplastie avec PTH pourrait être éligibles à la PRS dû aux nombreuses contre-indications entourant celle-ci (Lachiewicz, 2007). En effet, la faiblesse de la masse et de la densité osseuse, la présence de kyste sur le col fémoral ainsi qu'un indice de masse corporel supérieur à 35 kg/m² figurent parmi les contre-indications principales ou modérées à la PRS (Mont et al. 2006; Shimmin et al. 2008). Conséquemment, plusieurs auteurs signalent l'importance particulière de la sélection des patients afin de réduire les risques de complications post-chirurgicales (Amstutz et al. 2004; Schmalzried, 2005; Mont et al. 2006; Zhan et al. 2007; Shimmin et al. 2008). Enfin, malgré le succès et l'enthousiasme des dernières années, l'obtention de résultats à long terme reste indispensable (Daniel et al. 2004a; Cuckler, 2006).

-CHAPITRE V-

V. Complications fonctionnelles

V.1 GÉNÉRALITÉ

L'utilisation de questionnaires tels que le Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC), Merle D'Aubigné-Postel et du SF-36 démontre de rapides progrès de la mobilité et de la capacité physique durant la première année post-arthroplastie et plus particulièrement dans les premiers trois à six mois (Ritter et al. 1995; Aarons et al. 1996; Fortin et al. 1999; Shields et al. 1999; Jones et al. 2001; Laupacis et al. 2002; Bertocci et al. 2004).

Néanmoins, à la suite de l'implantation d'une PTH, plusieurs études ont rapporté la persistance de certaines limitations fonctionnelles principalement à la marche, lors d'évitement d'obstacles et de montée d'escalier, ce qui aurait comme principales conséquences de réduire la mobilité et la participation sociale des patients (Delp et al. 1990; Rissanen et al. 1995; Jones et al. 2001). Les muscles abducteurs de la hanche pourraient être à l'origine de ces limitations, puisque la force musculaire de la hanche prothétique n'atteindrait pas les valeurs des sujets témoins (Bertocci et al. 2004) et resterait en deçà des valeurs de la hanche controlatérale saine (Shih et al. 1994; Sashika et al. 1996; Bertocci et al. 2004). Les prochaines sections exposeront, dans un premier temps, les principaux facteurs mécaniques pouvant influencer la force des muscles

abducteurs de la hanche et, dans un deuxième temps, les conséquences fonctionnelles pouvant mener à la réduction des activités usuelles.

V.2 RECONSTRUCTION ARTICULAIRE ET FORCE MUSCULAIRE

La reconstruction anatomique de l'articulation de la hanche est un enjeu majeur de la chirurgie d'arthroplastie (Delp et al. 1990; Bergmann et al. 2001; Lenaerts et al. 2008). Le fonctionnement optimal de l'articulation est à la fois dépendant du positionnement des composantes prothétiques et de la capacité à éviter la laxité des tissus mous (Sakalkale et al. 2001). Les recommandations relatives au positionnement des composantes prothétiques ont fait l'objet d'une attention particulière en recherche orthopédique ce qui a eu pour effet de réduire les taux de dislocation, d'ostéolyse et de décellement de prothèse (Ulrich et al. 2007). En contrepartie, ce n'est que tout récemment que fut soulevée la problématique de la mécanique des muscles abducteurs de la hanche et plus particulièrement de l'incidence du *offset* fémoral sur la capacité de ce groupe musculaire à générer de la force (McGrory et al. 1995; Sakalkale et al. 2001; Asayama et al. 2002; Asayama et al. 2005). Tel qu'illustré à la Figure 14, l'*offset* fémoral correspond à la distance perpendiculaire entre la ligne verticale passant dans le canal médullaire du fémur et le centre articulaire de la hanche. Les avantages mécaniques pouvant résulter de l'augmentation du *offset* fémoral sont substantiels (Sakalkale et al. 2001; Asayama et al. 2002; Asayama et al. 2005; McGrory et al. 1995; Yamaguchi et al. 2004). Tout d'abord, l'augmentation du *offset* fémoral augmenterait la stabilité de la hanche. En effet, les tissus mous d'une articulation saine

contribuent au renforcement de l'articulation en maintenant fermement les structures osseuses en place (Kapandji, 1999). À la suite de l'arthroplastie, la résistance de la gaine tissulaire peut être compromise, ce qui augmente à la fois la laxité et les risques d'instabilité de l'articulation (Sakalkale et al. 2001). L'augmentation du *offset* fémoral mettrait en tension les tissus mous entourant la hanche et plus spécifiquement les muscles abducteurs (Sakalkale et al. 2001). Cependant, cette augmentation du *offset* fémoral doit tenir compte de la hanche controlatérale (lorsque cette dernière est saine), puisqu'une surtension pourrait compromettre la capacité du muscle à générer de la force (Delp et al. 1990) ou encore occasionner des blessures d'usures telle que la bursite (Asayama et al. 2005).

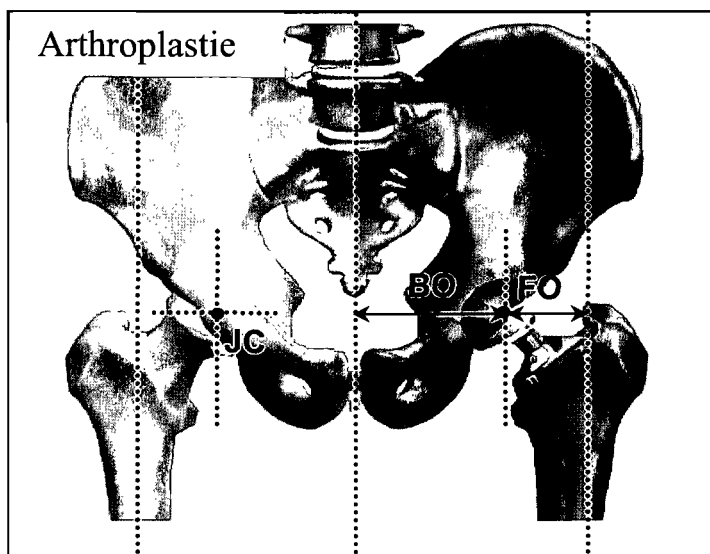


Figure 14: *Offset fémoral: L'augmentation du offset fémoral permettrait d'améliorer la fonction des muscles abducteurs de la hanche. **JC:** Centre articulaire. **BO:** le bras de levier du corps : distance perpendiculaire entre le JC et la ligne médiane du bassin. **FO:** offset fémoral : distance perpendiculaire entre un axe longitudinal du fémur passant dans le canal médullaire et le centre de rotation de la tête fémorale. Figure tirée de:*

www.eorthopod.com.

D'un point de vue fonctionnel, l'augmentation du *offset* fémoral a un impact sur le bras de levier des muscles abducteurs de la hanche, ce qui a pour principale conséquence de diminuer la force nécessaire pour contrer le moment gravitaire relié au poids corporel (Sakalkale et al. 2001; Yamaguchi et al. 2004; Asayama et al. 2005) ainsi que réduire la force de contact à l'articulation (Bergmann et al. 1993; Bergmann et al. 2001). Sur le plan clinique, une légère augmentation du *offset* fémoral est associée à une réduction de la claudication et de la présence de Trendelenbourg positif (Asayama et al. 2005). Enfin, l'augmentation du *offset* fémoral des muscles abducteurs ne doit pas être réalisée au profit d'un positionnement latéralisé du centre articulaire (Figure 14), sans quoi l'avantage mécanique des muscles abducteurs serait compromis (Asayama et al. 2005).

V.3 ÉQUILIBRE POSTURAL ET LOCOMOTION

Très peu d'études ont évalué objectivement les effets de l'arthroplastie sur la posture et la locomotion. De plus, les variables et les méthodes utilisées pour évaluer les limitations fonctionnelles sont multiples, souvent peu précises et mènent parfois à des résultats contradictoires. Les sections suivantes seront consacrées aux problèmes résiduels affectant l'équilibre postural et la locomotion à la suite d'une arthroplastie primaire de la hanche ainsi qu'aux différentes méthodes et variables utilisées pour quantifier les altérations posturales et locomotrices.

V.3.1 Équilibre postural

Les outils permettant de mesurer l'équilibre postural se divisent généralement en deux catégories distinctes: les échelles posturales et l'analyse posturographique instrumentale (Perennou et al. 2005). Les tests fonctionnels qui utilisent des échelles ordinales sont majoritairement utilisés en milieu clinique, dû au peu d'instrumentation et de temps d'acquisition qu'ils requièrent (Horak et al. 1997; Perennou et al. 2005). La majorité de ces tests regroupent diverses tâches motrices statiques et dynamiques reproduisant des tâches de la vie quotidienne (Horak et al. 1997; Perennou et al. 2005). Les scores résultant de ces tests permettent de comparer un patient par rapport à des valeurs normatives et de quantifier l'évolution de la capacité fonctionnelle (Horak et al. 1997; Perennou et al. 2005). Parmi les tests les plus couramment utilisés, les propriétés métrologiques peuvent varier d'excellentes à passables selon la qualité métrologique et le test évalués (Tinetti et al. 1986; Tinetti et al. 1988; Berg et al. 1992a; Berg et al. 1992b; Horak et al. 1997; Perennou et al. 2005). Bien que ces tests puissent identifier certaines limitations fonctionnelles, il est recommandé de les utiliser en complémentarité avec des outils d'analyses posturographiques traditionnelles plus sensibles et permettant d'expliquer les limitations fonctionnelles (Perennou et al. 2005).

V.3.1.1 Posturographie

Les renseignements obtenus à partir des plates-formes de force, de l'électromyographie et des accéléromètres permettent de déterminer les causes sous-jacentes à un problème d'équilibre en vue ou non d'élaborer une intervention (Horak et

al. 1997; Perennou et al. 2005). Cependant, ce type d'analyse quantitative implique la connaissance des principes et des modèles propres à l'étude du contrôle postural. Dans les prochaines sections seront revus les principes de l'analyse posturographique ainsi que les résultats des principales études qui ont porté sur le contrôle postural à la suite d'une arthroplastie de la hanche.

V.3.1.1.1 Modèle du contrôle postural et action musculaire

Le corps humain est un système fondamentalement instable pour lequel l'état d'équilibre n'est possible que de façon transitoire lorsque la projection du centre de masse (CM) et le centre de pression (CP) sont alignés l'un avec l'autre (Morasso et Schieppati, 1999 ; Morasso et Sanguineti, 2002). Cette instabilité s'explique en partie par la distribution des masses segmentaires, puisqu'environ 66% de la masse corporelle totale se situe au-dessus des hanches (Dempster et al. 1959; Winter, 1995). Par conséquent, la position du CM corporel se situe à près des deux tiers supérieurs de la taille totale (Dempster et al. 1959; Winter, 1995). L'étroitesse de la base de sustentation telle que délimitée par le positionnement des pieds au sol, est un deuxième facteur d'instabilité posturale. Le CM doit être maintenu à l'intérieur de la base de support afin d'assurer la stabilité posturale.

Par souci de simplification, le corps humain est couramment modélisé sous forme d'un pendule inversé oscillant autour d'un axe fixe à la cheville (Bottaro et al. 2008; Gage et al. 2004; Rietdyk et al. 1999; Winter et al. 2001; Winter, 1995). La

position du CM est assurée à la fois par la tonicité des muscles fléchisseurs plantaires (Winter et al. 1998) et par leur action musculaire (Morasso et al. 1999; Baratto et al. 2002; Morasso and Sanguineti, 2002). Lorsque sous l'effet de la gravité le pendule oscille antérieurement, les muscles fléchisseurs plantaires se contractent afin d'éviter la chute vers l'avant. Le CM est ainsi ramené en position neutre (projection du CM légèrement antériorisée par rapport au centre articulaire de la cheville) et la contraction des muscles fléchisseurs plantaires peut alors être relâchée ce qui a pour effet de faire replonger le CM vers l'avant (Winter, 1995).

Bien que chez les sujets sains la force musculaire nécessaire au maintien de la posture debout non-perturbée soit estimée à 20% de la force musculaire maximale (Baratto et al. 2002), la capacité à générer une quantité adéquate de force musculaire ainsi que des synergies de contraction entre les agonistes et les antagonistes est essentielle au maintien de la stabilité posturale. Laughton et collaborateurs (2003) ont démontré la présence d'instabilité posturale chez les personnes âgées et ce malgré une activité musculaire plus importante des muscles fléchisseurs plantaires. Ceci serait dû en fait à la présence de co-contractions des muscles fléchisseurs plantaires et dorsaux qui aurait comme conséquence d'augmenter la fatigue musculaire (Laughton et al. 2003).

Dans le plan frontal, le pendule inversé prend la forme d'un parallélogramme sous le contrôle à la fois des muscles inverseurs/éverseurs de la cheville et des muscles abducteurs/adducteurs de la hanche. L'utilisation de deux plates-formes de force a

permis à Winter (1995) de démontrer que les déplacements des CP sous chacun des pieds étaient en antiphase et qu'ils ne permettaient donc pas d'expliquer le déplacement du CP total (relatif aux deux pieds au sol). De plus, le court bras de levier de ces muscles inverseurs/éverseurs ne permettrait pas de générer un moment de force supérieur à 10 Nm, ce qui est nettement insuffisant pour contrôler l'oscillation posturale (Winter, 1995). Ainsi, les muscles abducteurs/adducteurs de la hanche capables chacun de générer des moments de force de l'ordre de 100 Nm seraient principalement responsables du mécanisme de chargement-déchargement démontré par la fluctuation des forces verticales d'une plate-forme à l'autre. Ce mécanisme de chargement-déchargement est particulièrement important, puisque la régulation de la stabilité posturale en direction médio-latérale (ML) est considérée comme un des meilleurs prédicteurs de risques de chutes chez les personnes âgées (Maki et al. 1994; Messier et al. 2000; Laughton et al. 2003). Lorsque les pieds sont en position côte-à-côte, une réduction de la force des muscles abducteurs/adducteurs de la hanche influence la capacité à effectuer ce mécanisme de chargement-déchargement et par conséquent à contrôler le CM afin de le maintenir à l'intérieur de la base de support (Winter, 1995).

Le milieu clinique porte un intérêt particulier à l'étude des paramètres dérivés des patrons temporels des déplacements de CP enregistrés à l'aide de plates-formes de force. La principale raison de cet intérêt est sans nul doute l'importance de la relation entre le CP et le CM dans la régulation de la stabilité du pendule inversé. En effet, il a été démontré que la distance séparant le CP du CM était proportionnelle à l'accélération horizontale du CM en posture debout et lors de l'initiation de la marche (Brenière et al.

1987; Winter, 1995). Agissant comme un signal d'erreur, la détection par le système nerveux central de la distance entre le CP et le CM a pour effet de déplacer le CP au-delà du CM afin d'en corriger la trajectoire (Winter, 1995). Par conséquent, ce sont les déplacements du CP qui contrôlent les déplacements du CM à l'intérieur de la base de support (Geursen et al. 1976; Winter et al. 1990). Les déplacements du CP témoigneraient donc du contrôle neuromusculaire effectué par les muscles fléchisseurs plantaires (direction antéro-postérieure : AP) et les muscles abducteurs/adducteurs de la hanche (direction ML) pour maintenir le CM à l'intérieur de la base de support (Winter, 1995).

V.3.1.2 Posture : complications pathologiques

La stabilité de la base de support est un facteur déterminant de la capacité de l'humain à entrer en interaction avec le milieu environnant. Pour ce faire, la capacité de percevoir, intégrer et organiser les informations acquises par les systèmes visuel, auditif, vestibulaire et proprioceptif, est nécessaire afin de générer des réponses motrices adaptées. Certaines conditions (pathologiques, neurologiques, orthopédiques ou plus simplement le vieillissement) interfèrent avec la capacité à réguler avec efficacité les divers paramètres biomécaniques (force musculaire, amplitude de mouvement) et sensoriels (perception motrice, verticalité, limite de stabilité) ainsi que la coordination motrice (latence, planification de tâches multiples) (Horak et al. 1997). Ainsi, dans certains cas pathologiques, l'analyse des déplacements de CP permettrait de déterminer

les causes et les mécanismes impliqués dans l'altération du contrôle postural (Horak et al. 1997).

Dans le domaine temporel seulement, plusieurs paramètres de déplacements de CP peuvent être utilisés pour caractériser la stabilité posturale pathologique. Les paramètres les plus fréquemment rapportés sont l'amplitude (Amblard et al. 1985; Oliveira et al. 1996), la vitesse (Raper and Soames, 1991; Riach and Starkes, 1994) ainsi que l'erreur quadratique moyenne et la position moyenne du CP (Paulus et al. 1984). Les analyses des déplacements du CP ont permis de démontrer l'étroite relation entre la présence de neuropathies périphériques chez les personnes atteintes de diabète de type II et les risques de chutes (Lord et al. 1993; Simoneau et al. 1994; Boucher et al. 1995; van Deursen and Simoneau, 1999; Corriveau et al. 2000; Giacomozzi et al. 2002; Lafond et al. 2004a). L'augmentation des valeurs de CP a également permis de démontrer l'influence de la dégradation d'une ou plusieurs composantes des systèmes visuel (Lord and Menz, 2000), vestibulaire (Horak, 2006), sensorimoteur et neuromusculaire (Laughton et al. 2003) sur les risques de chutes chez la personne âgée (Horak et al. 1989; Maki and McIlroy, 2006).

V.3.1.2.1 Contrôle postural chez les personnes ayant subies une arthroplastie de la hanche

Le contrôle postural chez des patients PTH est très peu documenté et ce malgré l'abondante littérature rapportant les déficits à la suite de la chirurgie, notamment en ce qui concerne la force des muscles abducteurs de la hanche. Cette question est particulièrement préoccupante compte tenu du rôle des muscles abducteurs de la hanche dans le contrôle postural. Nallegowda et collaborateurs (2003) ont démontré que 12 mois après la chirurgie, la stabilité posturale des patients était toujours réduite lorsque la vision et la proprioception étaient perturbées alors que Majewski et collaborateurs (2005) ont observé une rigidité du tronc chez des patients PTH 4 et 12 mois post-chirurgie. Selon eux, la rigidité du tronc compensait pour la récupération incomplète de la force musculaire des muscles abducteurs de la hanche du côté opéré (Majewski et al. 2005). Récemment, Talis et collaborateurs (2007) ont évalué la symétrie de chargement chez des patients dont la période post-opératoire variait de 4 mois à 4 ans (moyenne de 19 mois). Bien qu'aucune différence significative n'ait été observée, ces auteurs ont rapporté une asymétrie de chargement caractérisée par un chargement excessif de la jambe saine. Des valeurs semblables étaient rapportées par Murray et collaborateurs (1975) en période pré-opératoire. Cependant, chez plus de la moitié des patients, l'asymétrie devait disparaître dans les deux années post-opératoires. Wykman et Goldie (1989) ont comparé deux types de PTH lors d'une tâche de posture debout. Bien que certains patients aient démontré de larges déplacements du CP en direction médio-latérale, la majorité d'entre eux retrouvaient des amplitudes de déplacements de CP normales une année après la chirurgie (Wykman and Goldie, 1989). Enfin, lors d'une

tâche posturale unipodale 12 mois après la chirurgie, Trudelle-Jackson et collaborateurs (2002) ont rapporté la présence d'instabilité posturale (évaluée à l'aide des déplacements de CP) sur la jambe atteinte comparativement à la jambe saine et ce, tant en direction antéro-postérieure que médio-latérale. La plupart de ces auteurs évoquent un manque de force musculaire pour expliquer l'instabilité posturale et proposent de revoir les protocoles de réadaptation musculaire à la suite de la chirurgie (Trudelle-Jackson et al. 2002; Majewski et al. 2005; Talis et al. 2007).

V.3.2 Locomotion et patron locomoteur

La locomotion humaine est en fait une suite de chutes qui sont contrôlées uniquement par le placement du pied au sol. Tel que décrit par Jian et collaborateurs (Jian et al. 1993), le modèle du pendule inversé s'applique aussi à l'initiation et à l'arrêt de la marche, faisant intervenir le CP et le CM. Cependant, contrairement à la position érigée, la locomotion consiste à déstabiliser le pendule inversé en laissant le CM aller au-delà de la base de sustentation (Winter, 1995). En effet, l'évaluation des trajectoires des CP et du CM a démontré que lors de l'initiation du pas, le CP se déplaçait d'abord vers l'arrière du côté de la jambe effectrice (du pas) ce qui a pour effet de déséquilibrer le CM en sens opposé. Celui-ci alors est accéléré vers l'avant et du côté de la jambe de support. À ce moment, le CP doit être redirigé du même côté (jambe de support) sans quoi le CM serait projeté hors de la base de support (du côté de la jambe de support). Ce positionnement du CP et du CM sur la jambe de support allège la jambe effectrice qui

peut alors réaliser la phase d'envol. Le CP étant sur la jambe de support, le CM peut être dirigé de nouveau sur la jambe effectrice afin de repositionner le pied au sol.

Ce positionnement au sol permet la stabilité relative du système pour deux raisons : d'une part, au moment du contact talon le CM est au plus bas de sa course verticale, d'autre part, puisque les deux pieds sont en contact avec le sol, le CM est à l'intérieur de la base de sustentation. Pour un cycle de marche complet (une foulée; 100%), cette phase de stabilité relative se répète deux fois (de 0-10% ainsi qu'à 50-60%) pour un total de 20% du cycle de marche. Ainsi, 80% du cycle de marche est réalisé en position unipodale. L'équilibre du système est alors précaire, puisque seul le pied en contact avec le sol tient lieu de base de support. De plus, durant toute la période unipodale la projection du CM sera à l'extérieur de la base de support. L'instabilité inhérente du pendule inversé, fait de la locomotion une activité complexe qui dépend à la fois de la capacité à intégrer les informations sensorielles et de l'intervention du système neuromusculaire afin de générer la force nécessaire à une déambulation efficiente et sécuritaire.

Parce qu'elle est une activité essentielle à l'autonomie d'action, la locomotion est une activité abondamment étudiée et ce, pour une grande diversité de populations. La locomotion humaine fascine depuis longtemps. Dès le 19^e siècle, s'inspirant des travaux de Muybridge (Muybridge, 1878; 1885), Marey et Demeny quantifient les déplacements, les vitesses et les accélérations à l'aide de la chronophotographie (Marey,

1884; Demeny, 1903; Demeny, 1905). S'inspirant à leur tour de ces travaux, les Allemands Braune et Fisher appliquent ensuite les principes de la mécanique moderne à la locomotion humaine (Braune and Fischer, 1987). Depuis, la locomotion de populations saines a été décrite en détails (Saunders et al. 1953; Murray et al. 1964 Sutherland and Hagy, 1972; Perry, 1974; Winter, 1980; Inman et al. 1981; Winter, 1983) par des données cinématiques, cinétiques et électromyographiques qui servent encore aujourd'hui de référentiel lors de l'évaluation de sujets vivant une condition particulière qui interfère avec leur capacité à se mouvoir efficacement.

V.3.2.1 Locomotion : complications pathologiques

Certains facteurs tels que la douleur et l'amplitude active de mouvement sont des déterminants de la locomotion humaine (Berman et al. 1991). La capacité fonctionnelle et la réduction de la douleur post-chirurgicale sont généralement évaluées à l'aide de questionnaires tels que le WOMAC et le SF-36. Aujourd'hui encore, le questionnaire reste l'outil d'évaluation le plus fréquemment utilisé en milieu clinique (Ethgen et al. 2004). Cependant, il est recommandé de combiner ces tests cliniques à l'évaluation biomécanique de la marche afin d'objectiver les données post-chirurgicales (Olsson et al. 1985; Lindemann et al., 2006).

V.3.2.1.1 Analyse de la marche

L'analyse de la marche peut être réalisée par simple appréciation visuelle ou plus globalement à l'aide de matériel spécialisé permettant une analyse en trois dimensions de la cinématique et de la cinétique. La section suivante survolera les paramètres les plus couramment utilisés pour documenter la locomotion. Cette section sera organisée de manière à décrire la locomotion pathologique propre aux sujets atteints d'ostéoarthrite pour ensuite démontrer les effets de la chirurgie d'arthroplastie à l'aide d'une prothèse totale de hanche.

V.3.2.1.2 Paramètres spatio-temporels et cinématiques

V.3.2.1.2.1 Période pré-opératoire

Il existerait une corrélation positive entre l'intensité de la douleur due à la perte d'intégrité des structures cartilagineuses de la tête fémorale et de la cavité cotyloïde et l'importance des adaptations motrices (Olsson et al. 1985; Hurwitz et al. 1997). Bien qu'il existe plusieurs façons d'évaluer ces adaptations, l'évaluation des paramètres spatio-temporels (cadence, vitesse de marche, longueur de pas etc.) nécessite que peu de matériel spécialisé ce qui permet de l'intégrer aisément à la routine clinique. L'adaptation la plus fréquemment rapportée est la réduction de la vitesse de marche (Berman et al. 1991; Hurwitz et al. 1997; Watelain et al. 2001; Kyriazis and Rigas, 2002). Cette diminution de la vitesse est expliquée par une diminution de la longueur de pas et/ou de la cadence (Berman et al. 1991; Hurwitz et al. 1997; Watelain et al. 2001) qui à son tour pourrait être expliquée par certaines adaptations cinématiques en vue de

réduire la douleur. La principale modification cinématique permettant de réduire la douleur est la diminution de l'amplitude du mouvement de flexion-extension à la hanche et plus particulièrement la réduction du mouvement d'extension de la hanche en phase de support simple et de l'extension maximale à la fin de la phase de support (Murray et al. 1971; Hurwitz et al. 1997; Hulet et al. 2000; Watelain et al. 2001). Selon Murray et collaborateurs (1971), cette modification de la cinématique de la hanche serait utilisée afin de réduire les forces appliquées sur la tête fémorale. Enfin, la raideur musculaire des fléchisseurs de la hanche expliquerait également une part importante de la limitation de l'extension (Olsson et al. 1985; Hurwitz et al. 1997; Hulet et al. 2000; Watelain et al. 2001). Afin de préserver une certaine mobilité en extension, une antéversion du bassin serait être utilisée comme mécanisme compensatoire (Murray et al. 1971; Hurwitz et al. 1997; Watelain et al. 2001).

Dans le plan frontal, le signe de Trendelenbourg est une des principales caractéristiques de la démarche chez des personnes souffrant de douleur à la hanche (Murray et al. 1971). Le signe positif de Trendelenbourg révèle une déficience des muscles abducteurs de la hanche à résister à l'étirement et se traduit par un affaissement du bassin du côté opposé à l'appui. À cela s'ajoute dans plusieurs cas une action compensatrice visant à incliner le tronc au-dessus de la jambe d'appui (Murray et al. 1971; Hurwitz et al. 1997; Watelain et al. 2001). Cette inclinaison du tronc au-dessus de l'appui permet à la fois de préserver l'équilibre dynamique médio-latéral et de diminuer le bras de levier entre le CM et le centre articulaire de la hanche (Murray et al. 1971; Watelain et al. 2001). Cette adaptation aurait pour effet de réduire les forces

agissant sur la tête fémorale ainsi que la douleur (Murray et al. 1971; Hurwitz et al. 1997; Watelain et al. 2001).

V.3.2.1.2.2 Période post-opératoire

De façon générale, la récupération de la mobilité à la suite de l'implantation d'une PTH est rapide. Cependant, il n'existe pas de consensus quant à la durée de la période de récupération nécessaire à l'amélioration des paramètres spatio-temporels. Par exemple, Murray et collaborateurs (1975) concluent que les progrès les plus importants étaient réalisés dans les six premiers mois suivant la chirurgie alors que Berman et collaborateurs (1991) rapportent une période de récupération post-chirurgicale critique entre 0 et 4 mois durant laquelle la vitesse de marche diminuerait en-deçà des valeurs pré-opératoires. Cependant, bien que certaines études rapportent des vitesses de marche toujours inférieures à celles des groupes témoins un an à deux ans post-chirurgie (Long et al. 1993; Loizeau et al. 1996; Perron et al. 2000), une progression rapide de la vitesse de marche, longueur de pas ainsi que de la phase de support s'établirait dans les 6 à 12 premiers mois suivant la chirurgie (Murray et al. 1975; Wall et al. 1981; Olsson et al. 1985; Berman et al. 1991; Madsen et al. 2004; Miki et al. 2004; Lindemann et al. 2006).

Conformément à ce qui a été précédemment rapporté pour les patients ostéoarthritiques, l'altération cinématique la plus couramment rapportée dans le plan de progression est la diminution d'amplitude articulaire à la hanche, plus particulièrement dans la phase d'extension (Murray et al. 1972; Olson et al. 1985; Long et al. 1993; Perron

et al. 2000; Madsen et al. 2004). Cependant, à la suite de la chirurgie et en l'absence de douleur invalidante une raideur des muscles fléchisseurs de la hanche pourrait persister et restreindre la capacité à atteindre l'amplitude de mouvement d'extension maximale «normale» (Perron et al. 2000; Madsen et al. 2004; Miki et al. 2004). De plus, Perron et collaborateurs (2000) signalent la présence d'adaptations intersegmentaires au genou (augmentation de la flexion) et à la cheville (augmentation de la dorsiflexion). Dans un premier temps cette réorganisation neuromusculaire viserait à contrôler l'extension de la hanche afin de réduire la douleur, mais persisterait même en l'absence de celle-ci (Perron et al. 2000; Madsen et al. 2004).

Dans le plan frontal, l'inclinaison du tronc au-dessus de la hanche opérée a aussi été très largement rapportée dans la littérature, mais sans toutefois être nécessairement accompagnée d'un signe de Trendelenbourg positif (Perron et al. 2000; Madsen et al. 2004; Vogt et al. 2006; Mont et al. 2007; Nankaku et al. 2007). En contexte post-opératoire, cette modification de la cinématique du tronc pallierait la diminution de la force des muscles abducteurs de la hanche en réduisant la contribution de la musculature et autres tissus mous entourant l'articulation de la hanche (Hurwitz et al. 1997; Madsen et al. 2004).

V.3.2.1.3 Cinétique

V.3.2.1.3.1 Période pré-opératoire

La connaissance des forces qui agissent sur le corps en mouvement permet d'expliquer la réorganisation neuromotrice du patron locomoteur pathologique et ce,

même en l'absence de modifications du patron cinématique (Murray et al. 1971; Hurwitz et al. 1997; Watelain et al. 2001). Dans ce cas, les variables utilisées sont : les moments articulaires résultants exprimés en Newton mètre (Nm) ainsi que les puissances articulaires exprimées en Watt (W). Afin de faciliter la comparaison entre les groupes, ces valeurs sont généralement normalisées par la masse des sujets. L'Annexe 1 illustre les moments et les puissances à la cheville, au genou et à la hanche dans le plan sagittal. Selon la nomenclature établie par Winter (1991), les moments positifs sont extenseurs (fléchisseurs plantaires à la cheville) alors que les moments négatifs sont fléchisseurs (fléchisseurs dorsaux à la cheville). Il est important de noter que les moments résultants rendent compte de l'ensemble des forces agissant à l'articulation, sans égard à l'origine de ces forces (muscles, ligaments, friction, etc.). L'Annexe 2 illustre les moments et les phases de puissances à la hanche dans le plan frontal. Les valeurs positives expriment des moments abducteurs alors que les valeurs négatives indiquent des moments adducteurs.

Pour ce qui est des courbes de puissances, les valeurs positives indiquent une génération d'énergie (contraction musculaire concentrique) alors que les valeurs négatives représentent une absorption d'énergie (contraction musculaire excentrique). La puissance mécanique est le produit scalaire du moment articulaire résultant et de la vitesse angulaire (ω). Dans le plan sagittal (S), les courbes de puissances sont divisées selon les phases suivantes (Annexe 1) : à la cheville (ankle : A) une première phase (A1S) se produit de 5 à 40% du cycle de marche et est le reflet d'une contraction excentrique des fléchisseurs plantaires. Vient ensuite (40-60% du cycle) une génération

d'énergie par les muscles fléchisseurs plantaires (A2S). Cette phase correspondant à la propulsion est l'une des principales phases de génération d'énergie durant le cycle de marche. Au genou (knee : K), une contraction excentrique est réalisée par les extenseurs (K1S) et permet de contrôler la flexion du genou au moment du contact talon (0 à 15% du cycle de marche). De 15% à 40% du cycle de marche, le moment reste extenseur mais cette fois il y a génération d'énergie (K2S) afin d'élever le CM durant la phase de simple support. Sous l'effet de la propulsion à la cheville, les muscles extenseurs du genou doivent absorber de l'énergie (K3S) afin d'éviter une flexion trop importante du genou (40-70%). Enfin, les muscles fléchisseurs du genou se contractent de façon excentrique afin de contrôler l'extension pour le contact talon (K4S : 80-100%). Finalement, à la hanche (Hip : H) de 0-10% du cycle de marche il y a génération d'énergie par les muscles extenseurs (H1S) permettant de faire progresser le CM au-dessus de la base de support. Par la suite, il y a une absorption d'énergie par les muscles fléchisseurs (H2S : 10-60%) afin de contrôler le tronc. Enfin, il y a génération d'énergie par les muscles fléchisseurs (H3S : 50-70%). Cette phase, aussi nommée tirade de la jambe, fait suite à la phase A2S et par conséquent, contribue à la phase oscillatoire de la jambe (Perry, 1992). Dans le plan frontal (Annexe 2), seule l'articulation de la hanche est présentée, puisque celle-ci génère la presque totalité de l'énergie dans ce plan. La puissance articulaire se partage en trois phases réalisées par les muscles abducteurs: soit la phase H1F (0-20%) qui contrôle le bassin de façon excentrique ainsi que les phases H2F (20-40%) et H3F (40-60%) qui respectivement, élève le bassin pour le passage de la jambe controlatérale et positionne le bassin pour le contact talon de la jambe controlatérale.

Ces données sont souvent rapportées en termes de pics maximaux de moments de force et des phases de puissances. Cependant, afin de rendre compte du temps consacré à la réalisation du cycle de marche, il est possible de calculer le travail mécanique. Celui-ci correspond à l'intégration dans le temps de chacune des phases de puissances nommées précédemment et est exprimé en Joules (J) ou en J/kg lorsqu'il est normalisé par la masse. Le travail mécanique est dit positif, s'il est réalisé lors d'une contraction musculaire concentrique et négatif, s'il provient de l'intégration dans le temps de puissance excentrique (Winter, 1995).

L'utilisation de plates-formes de force a permis de démontrer que les adaptations du patron moteur étaient réalisées afin de diminuer la mise en charge sur la jambe affectée (Hurwitz et al. 1997; Watelain et al. 2001). Dans le plan de progression, certaines altérations du patron locomoteur telles que la réduction du moment (interne) fléchisseur à la hanche ainsi que la réduction des moments fléchisseurs et extenseurs au genou ont été observées (Hurwitz et al. 1997; Watelain et al. 2001). Watelain et collaborateurs (2001) rapportent également une réduction des pics maximaux des phases d'absorption (H2S) et de génération (H3S) d'énergie à la hanche ainsi qu'au genou (K2S, K3S, K4S). Ces adaptations permettraient de réduire les contraintes mécaniques à l'articulation de la hanche.

Le moment abducteur à la hanche affectée présente aussi une réduction comparativement aux valeurs de références (Hurwitz et al. 1997; Hulet et al. 2000; Watelain et al. 2001) ainsi qu'à la jambe controlatérale (Hurwitz et al. 1997). De plus, ces auteurs rapportent également une activité compensatoire à l'articulation du genou qui viserait à contrôler le transfert de poids de la jambe affectée vers la jambe saine afin de compenser la réduction du moment abducteur à la hanche (Hurwitz et al. 1997; Watelain et al. 2001).

V.3.2.1.3.2 Période post-opératoire

Seul un nombre restreint d'études se sont penchées sur les effets de la PTH sur le patron cinétique de la marche. La prochaine section présentera les principales adaptations mécaniques en période post-opératoire.

V.3.2.1.3.3 Plan sagittal

En période post-opératoire à la suite d'une PTH, l'asymétrie bilatérale lors de la mise en charge perdure jusqu'à près de deux ans (Long et al. 1993; McCrory et al. 2001). Foucher et collaborateurs (2007) démontrent que malgré une augmentation marquée du moment de force extenseur à la hanche, les valeurs demeurent en deçà des valeurs obtenues par les sujets témoins. Ce résultat est toutefois contraire à ceux des études antérieures (Loizeau et al. 1995; Perron et al. 2000). Bien que Perron et collaborateurs (Perron et al. 2000) obtiennent une différence entre le groupe PTH et le

groupe contrôle celle-ci disparaît une fois le facteur vitesse contrôlé. Perron et collaborateurs (2000) constatèrent cette même influence de la vitesse sur les valeurs maximales des phases d'absorption (H2S : 30-50% cycle de marche) et de génération (H3S : 50-70%) d'énergie par les muscles fléchisseurs de la hanche, qui une fois contrôlées ne démontrent plus de différence significative avec les valeurs du groupe contrôle.

Plutôt que de rapporter les valeurs de puissances maximales, Loizeau et collaborateurs (Loizeau et al. 1995) ont quantifié le travail mécanique (J/kg). Cette variable, qui correspond à l'intégration des phases de puissances par rapport au temps, est particulièrement pertinente puisqu'elle tient compte du facteur temporel (Eng and Winter, 1995; Loizeau et al. 1995). Ceci a permis de mettre en évidence une réduction de la génération d'énergie mécanique de la jambe opérée à la fois par rapport à la jambe saine (-35%) et aux valeurs de références (-48%) (Loizeau et al. 1995). Qui plus est, la diminution du travail mécanique fut aussi observée au genou (absorption) et à la hanche (génération) de la jambe controlatérale confirmant la présence d'altération bilatérale du patron moteur.

V.3.2.1.3.4 Plan frontal

Les modifications neuromusculaires dans le plan frontal sont presque systématiquement attribuées à la faiblesse des muscles abducteurs de la hanche. En

effet, celle-ci réduit la capacité de générer des moments de force abducteurs adéquats, ce qui affecte la symétrie du patron locomoteur (Loizeau et al. 1995; Bryan et al. 1996; Miki et al. 2004), la capacité d'obtenir des valeurs normales (Loizeau et al. 1995; Mont et al. 2007; Perron et al. 2000), ainsi que la capacité de contrôler correctement la stabilité du tronc (Loizeau et al. 1995; Mont et al. 2007). Elles peuvent également persister durant une longue période suivant la chirurgie. En effet, Bryan et collaborateurs (1996) ont observé une asymétrie des moments abducteurs à la hanche et au genou jusqu'à 10 ans post-chirurgie.

V.3.2.1.4 Conséquence des altérations du patron locomoteur

Les répercussions à moyen et long termes de ces altérations du patron locomoteur ne sont pas très bien connues. Cependant, l'altération des forces agissant sur l'articulation pourrait porter atteinte à l'intégrité de la prothèse et ainsi augmenter les risques d'usure et de révisions précoces (Perrin et al. 1985; de Leva, 1996; Heisel et al. 2005; Clark et al. 2006). De plus, les patients seraient à plus hauts risques de développer des problèmes à la fois aux autres articulations du membre inférieur ainsi qu'à la jambe controlatérale (Loizeau et al. 1995; McCrory et al. 2001). Enfin, Bryan et collaborateurs (1996) rapportent une association positive entre l'asymétrie du patron moteur et le contenu osseux. Des patients présentant une asymétrie des moments abducteurs à la hanche et au genou ont subi des pertes osseuses allant jusqu'à 17% (comparativement à la jambe controlatérale) et ce, malgré des scores cliniques jugés excellents et l'absence de claudication. De plus, ces chiffres seraient conservateurs

puisque'en tenant compte des pertes osseuses subies en période pré-opératoire, les chiffres atteindraient plutôt des valeurs de 34% voire plus (Bryan et al. 1996; Nishii et al. 1997).

-CHAPITRE VI-

VI. Problématique et objectifs

VI.1 PROBLÉMATIQUE

L'état actuel des connaissances, révèlent qu'en dépit des succès que connaît l'arthroplastie de la hanche, d'importantes limitations fonctionnelles persistent durant des mois voire des années à la suite de l'implantation d'une PTH. Parallèlement à cela, l'amélioration des techniques chirurgicales, des matériaux et des composantes prothétiques rend possible l'utilisation de nouvelles prothèses, telles que la PRS et la PTH-LD, dont les caractéristiques permettraient d'améliorer le recouvrement fonctionnel post-opératoire.

En effet, une première caractéristique propre à la PRS est la conservation de la tête et du col fémoral qui confèrerait à celle-ci l'avantage unique de préserver le transfert physiologique des charges entre le bassin et le membre inférieur (Amstutz et al. 1998; Kishida et al. 2004; Little et al. 2007). Une seconde caractéristique commune cette fois à la PRS et à la PTH-LD est la tête fémorale de large diamètre. Les études ont démontré que cette composante permet une reconstruction plus conforme de l'anatomie de la hanche, ce qui aurait pour effet d'augmenter la stabilité de l'articulation et de réduire les risques de dislocations. À moyen et long termes, cela pourrait se traduire par une augmentation de la durée de vie de la prothèse. À court terme, cette reconstruction anatomique de la hanche pourrait avoir une influence directe sur la capacité à réaliser

certaines tâches essentielles aux activités de la vie quotidienne. Cependant, à ce jour, il existe peu d'information sur l'effet de ces prothèses lors de tâches fonctionnelles telles que le contrôle postural et la locomotion. De plus, la plupart des études actuelles se sont contentées d'analyses cliniques pour décrire le recouvrement post-opératoire. Or, comme nous avons pu le démontrer dans le chapitre précédent, seules des analyses biomécaniques incluant des études cinématiques et cinétiques peuvent rendre compte de manière fiable et valide de ces améliorations fonctionnelles.

VI.2 OBJECTIFS GÉNÉRAUX ET SPÉCIFIQUES

L'objectif général de ce travail est de déterminer l'effet des caractéristiques spécifiques de la PTH conventionnelle, PTH-LD et de la PRS sur le contrôle postural et la locomotion. Plus spécifiquement, il sera question respectivement pour les études 1 et 3 de déterminer l'effet, sur le contrôle postural, du type de prothèse (étude 1) ainsi que d'isoler l'effet de la présence d'une tige métallique dans le canal médullaire (étude 3). Pour ce faire, des patients ayant reçu une PRS seront comparés dans un premier temps à des patients ayant reçu une PTH conventionnelle (étude 1) et dans un deuxième temps à des patients ayant une PTH-LD (étude 3). Enfin, l'étude 2 visera à déterminer l'effet du type de prothèse lors d'une tâche de locomotion. Les hypothèses de recherche des études 1 et 2 prévoient respectivement un contrôle postural ainsi qu'un patron locomoteur plus près des valeurs normales pour les patients des groupes PRS comparativement aux groupes de patients PTH et ce en raison des caractéristiques spécifiques de la PRS nommées précédemment. Pour ce qui est de l'étude 3, nous croyons que malgré la présence d'une tige fémorale dans le canal médullaire, les patients

du groupe PTH-LD ne devraient pas présenter un contrôle postural différent des patients du groupe PRS, ceci étant dû à la plus grande stabilité octroyée par la tête fémorale de large diamètre.

- CHAPITRE VII -

VII. Méthodologie générale

VII.1 PATIENTS

Les trois études qui seront présentées dans les pages suivantes sont issues d'une collaboration entre le laboratoire de posture et de locomotion du Centre de réadaptation Marie Enfant de l'Hôpital Sainte-Justine et du département de chirurgie orthopédique de l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont. Par conséquent, les patients qui ont participé à nos études ont été recrutés à même deux essais cliniques randomisés, réalisés à l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont. Dans les deux cas, les essais randomisés visaient à déterminer les résultats cliniques post-opératoires à la suite de l'implantation de deux types de prothèses.

Dans le cadre du premier essai randomisé, les patients devaient être éligibles à recevoir une prothèse totale de hanche ou une prothèse de resurfaçage. Cent-quarante-cinq patients ont été randomisés de manière à former un groupe de 76 patients munis d'une PTH et un groupe de 69 patients munis d'une prothèse de resurfaçage. Parmi ces patients, certains ont accepté de prendre part à une évaluation au laboratoire de posture et de locomotion du Centre de réadaptation Marie Enfant de l'Hôpital Sainte-Justine. Cependant, plusieurs ont dû être exclus des analyses finales. Les critères d'inclusions et d'exclusions seront précisés dans la section *Critères d'inclusion et d'exclusion*. À la

suite de l'exclusion des patients, les données de deux groupes de 10 patients ont été utilisées pour l'analyse finale de l'étude 1 (posture) et l'étude 2 (locomotion).

Dans le cadre du deuxième essai randomisé, les patients devaient être éligibles à recevoir une prothèse totale de hanche à tête fémorale de large diamètre ou une prothèse de resurfaçage. Quarante-huit patients ont été randomisés de manière à former deux groupes de 24 patients. À la suite de l'exclusion des patients, les données de deux groupes de 14 patients ont été utilisées pour l'analyse finale.

VII.1.1 Critères d'inclusion et d'exclusion

Les patients ont été sélectionnés sur la base d'une affection ostéoarthritique unilatérale diagnostiquée et classifiée par consensus des trois chirurgiens-orthopédistes traitants (M.L., P-A.V. et A - G. R.). Les principaux critères d'exclusion étaient une présence ostéoarthritique à la hanche controlatérale, la présence d'ostéoarthrite ou de prothèse articulaire à une autre articulation du membre inférieur, une obésité morbide (indice de masse corporelle $> 35\text{kg/m}^2$), une déformité articulaire ou tout autre condition ou pathologie pouvant interférer avec le contrôle postural ou la locomotion. Les patients ont été évalués de 5 et 8 mois après la chirurgie.

VII.2 SUJETS TÉMOINS

Pour chacune des études, un groupe de sujets témoins «en santé» a été ajouté à des fins de comparaisons. Les sujets témoins étaient des volontaires recrutés dans la

communauté par le biais de nos institutions. Les sujets étaient exclus en cas de présence de troubles musculo-squelettiques (remplacement articulaire, ostéoarthrite ou douleur à une articulation du membre inférieur) ou de troubles neurologiques. Avant de procéder aux évaluations, tous les participants devaient avoir lu et signé le formulaire de consentement préalablement accepté par les comités d'éthique de nos institutions.

VII.3 INTERVENTION CHIRURGICALE ET COMPOSANTES PROTHÉTIQUES

Afin d'éliminer les différences liées au type d'approche chirurgicale, tous les patients ont été opérés à l'aide de l'approche postérieure telle que décrite dans la section *III.2.1.1 : Approches chirurgicales*. Les chirurgies ont été réalisées par trois chirurgiens-orthopédistes expérimentés (M.L., P-A.V. et A-G. R.).

Dans le groupe PRS, le système de resurfaçage Durom (Zimmer, Warsaw, USA) a été implanté. Pour le groupe PTH, une tête fémorale de 28 mm Metasul (Zimmer) a été fixée sur une tige fémorale en titane non-cimentée CLS Spotorno (Zimmer, Warsaw, USA). Du côté de l'os coxal, une composante acétabulaire Metasul non-cimentée Allofit (Zimmer, Warsaw, USA) a été utilisée. Pour le groupe PTH-LD une tête fémorale modulaire de large diamètre (MetasulTM) a été fixée sur une tige fémorale en titane non-cimentée CLS Spotorno (Zimmer, Warsaw, USA). Enfin une composante acétabulaire Durom a été utilisée (Zimmer, Warsaw, USA).

VII.4 ANALYSES RADIOGRAPHIQUES

Tous les patients ont été soumis à une analyse radiographique post-opératoire visant à déterminer la qualité de la reconstruction articulaire à la hanche. Des paramètres tels que le offset femoral (distance perpendiculaire (mm) entre une droite verticale passant par le centre articulaire de la hanche et une autre droite verticale passant par le canal médullaire du fémur), la position horizontale du centre articulaire (distance perpendiculaire (mm) entre une droite verticale passant au centre articulaire de la hanche et une droite verticale passant par le sourcil cotyloïdien), la position verticale du centre articulaire (distance verticale (mm) entre le centre articulaire et une droite horizontale tracée entre les sourcils cotyloïdiens gauche et droit) et enfin un paramètre permettant de déterminer l'inégalité entre les membres inférieurs (distance perpendiculaire (mm) entre une droite horizontale reliant les sourcils cotyloïdiens gauche et droit et le petit trochanter) ont été mesurés pour la hanche saine et opérée. L'analyse a été réalisée à l'aide du logiciel Imagika (Clinical Measurement Corporation, New Jersey, USA).

VII.5 PROTOCOLE DE RÉADAPTATION STANDARDISÉ

Tous les patients devaient se soumettre à un protocole de réadaptation standardisé de 12 semaines. Le programme devait être réalisé au domicile sur une base quotidienne. Une première rencontre avec une physiothérapeute permettait de personnaliser le

programme selon la condition du patient. Une seconde rencontre au domicile du patient était également nécessaire afin de superviser la réalisation des exercices.

Les buts principaux du protocole étaient le gain rapide de la force musculaire ainsi que le recouvrement de l'amplitude articulaire. Le programme incluait des exercices isométriques et des étirements ciblant spécifiquement les muscles fléchisseurs et extenseurs du genou et de la hanche ainsi que les muscles abducteur/adducteurs et rotateurs internes et externes de la hanche.

Dans les premières 4 et 5 semaines, la majorité des exercices devaient être réalisée en position assise avec de petites amplitudes de mouvement. Des aides techniques étaient nécessaires pour les exercices réalisés en position debout. Pour les semaines 6 à 8, les patients devaient augmenter l'amplitude de mouvement durant les exercices d'étirements et les exercices fonctionnels. À ce stade, les exercices en position debout devaient être réalisés sans aide technique.

Dans les premières semaines post-opératoires, les patients étaient encouragés à faire des activités telles que le vélo stationnaire, la marche et la natation. La participation à des activités physiques à grands impacts (basketball, football, hockey etc.) étaient proscrites dans les trois premiers mois post-opératoires. Ces activités étaient également sujettes à des restrictions après cette période.

VII.6 ÉVALUATION DE LA POSTURE, DE LA LOCOMOTION ET DE LA FORCE MUSCULAIRE

Pour la portion du protocole réalisée au laboratoire de posture et de locomotion du Centre de réadaptation Marie-Enfant de l'Hôpital Sainte-Justine, les patients devaient réaliser un total de 9 tâches fonctionnelles (posture bipodale yeux ouverts et fermés, posture unipodale, sauts sur une jambe, montée d'escalier, timed up and go, marche à vitesse normale et rapide et l'épreuve d'atteinte de Duncan) et un test de force musculaire (abducteurs, adducteurs et fléchisseurs de la hanche). Dans le cadre de cette thèse, seules les tâches de posture bipodale (yeux ouverts), posture unipodale, la marche à vitesse normale ainsi que la force des muscles abducteurs de la hanche ont été analysées.

VII.6.1 Instrumentation

Le laboratoire de posture et de locomotion du Centre de réadaptation Marie-Enfant de l'Hôpital Sainte-Justine est équipé de 2 plateformes de force (AMTI, model OR6-5; Advanced Mechanical Technology, Watertown, MA, USA) et de 8 caméras optoélectroniques (VICON; Oxford Metrics Limited, Oxford, UK).

VII.6.1.1 Posture (projets 1 et 3)

La tâche de posture bipodale était d'une durée de 120 secondes et devait être réalisée à deux reprises. Les forces de réaction et les moments de force acquis à l'aide

de la plateforme de force ont été enregistrés à une fréquence d'échantillonnage de 60Hz. Le signal a ensuite été filtré à 2 Hz à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bas de quatrième ordre sans déphasage. Le profil temporel du CP a été calculé à partir des forces orthogonales et des moments de force enregistrés par la plateforme de force. Les déplacements du CM ont été estimés à l'aide de la technique d'intégration zero-point-to-zero-point (Zatsiorsky et King, 1998; Lafond et al. 2004b).

Les variables analysées pour cette tâche sont: l'erreur quadratique moyenne (RMS) des amplitudes de déplacements des CP et CM en direction médio-latérale et antéro-postérieure. Dans le projet 3 la position moyenne du CP par rapport à la base de support a été analysée. Cette variable a permis d'estimer le chargement sur la jambe saine et opérée.

La tâche de posture unipodale sur la jambe opérée était d'une durée de 10 secondes et devait également être réalisée à deux reprises. La tâche était jugée réussie si le patient pouvait maintenir la position unipodale pour la totalité de la tâche sans toucher le sol avec le pied.

VII.6.1.2 Locomotion (projet 2)

Pour la tâche de locomotion, les sujets devaient marcher à leur vitesse normale sur un trottoir de marche de 10m. Quatre cycles de marche durant lesquels les deux pieds entraient totalement en contact avec chacune des plateformes de force ont été analysés pour chacun des patients.

Dix-neuf marqueurs sphériques réfléchissants de 14mm de diamètre ont été apposés sur les patients selon un modèle standardisé qui permet de définir les segments des membres inférieurs. Les données cinématiques et cinétiques ont été respectivement enregistrées à 60Hz et 120 Hz. Ces paramètres ont été dérivés à l'aide du logiciel VICON Clinical Manager (Oxford Metrics Limited, Oxford, UK). La cadence, la durée des phases de support simple et double, la longueur de foulée ainsi que la vitesse de marche ont été calculées et analysées pour chaque essai. Les moments de force résultants, la puissance mécanique (produit de la vitesse angulaire articulaire et des moments nets) ainsi que le travail mécanique (intégrale des phases de puissance dans le temps) ont été analysés. Dans le plan sagittal, la cinétique a été calculée aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche alors que dans le plan frontal, seule l'articulation de la hanche a été analysée.

VII.6.1.3 Force musculaire

La force des muscles abducteurs de la hanche a été évaluée de façon bilatérale à l'aide d'un myomètre manuel (Penny and Giles, Christchurch, UK). Pour la prise de force, le dynamomètre était positionné près du condyle fémoral latéral du patient alors que celui-ci était en position assise avec une flexion de 90° au genou et à la hanche. Le patient devait alors réaliser 3 essais isométriques de 3 secondes. Afin de limiter la variabilité inter-évaluateur, la force musculaire de la jambe opérée a été rapportée en pourcentage par rapport à la jambe saine.

VII.6.2 Statistiques

À des fins de comparaisons entre les groupes, pour les études 1 et 3, des analyses de variance (ANOVA) ont été réalisées sur les erreurs quadratiques moyennes des amplitudes de déplacements des CP et CM en directions médio-latérale et antéro-postérieure. Un test Chi-carré de Pearson a été utilisé afin de déterminer la dépendance des groupes pour la réalisation de la tâche unipodale. Pour l'étude de locomotion (étude 2), des ANOVAs ont été réalisées sur les paramètres spatio-temporels et la cinétique. Les seuils de significativité ont été ajustés à $P < 0,05$. Des analyses post-hoc Newman-Keul étaient réalisées lorsque nécessaire. La force musculaire a également été analysée à l'aide d'ANOVA alors que la reconstruction articulaire a été comparée entre les groupes de patients à l'aide de test-t de Student.

–CHAPITRE VIII–

VIII. Articles 1: Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty¹.

Julie Nantel^{1 2}, MSc., Nicolas Termoz^{2 3}, PhD., Hugo Centomo^{1 2 4}, PhD., Martin Lavigne^{5 6}, MD., Pascal-André Vendittoli^{5 6}, MD., François Prince^{1 2 5}, PhD.

¹ Department of Kinesiology, University of Montreal, Canada

² Gaitand Posture Laboratory, Marie Enfant Rehabilitation Center, Montreal, Canada.

³ UFR STAPS - Université Paris X – Nanterre, France.

⁴ Departement of physical activity sciences, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Canada.

⁵ Department of Surgery, Faculty of Medicine, University of Montreal, Canada.

⁶ Maisonneuve-Rosemont Hospital, Canada.

¹ Article publié dans : Journal of Clinical Biomechanics (Bristol, Avon). 2008 May;23(4):402-7. Epub 2008 Feb 20.

ABSTRACT

Background

Primary total hip arthroplasty leads to better functional capacities but a general weakness of abductor muscles often persists. A larger head component may improve the postural balance in the medial-lateral direction. The aims of this study are 1) to compare postural stability in patients after total hip and surface replacement arthroplasties 2) to evaluate the effect of the biomechanical reconstruction on postural stability.

Methods

Six months post-surgery, three groups of ten subjects (total hip and surface replacement arthroplasties and control) performed quiet standing tasks in both dual and one leg stance and a hip abductor muscles strength test. The root-mean-square amplitude of centre of pressure and centre of mass displacement in the anterior-posterior and medial-lateral directions were calculated for dual stance task.

Findings

Statistical analyses showed greater centre of pressure and centre of mass displacement amplitude in the medial-lateral direction during the dual stance for the total hip arthroplasty compared to the surface replacement and control subjects ($P < 0.05$). All control subjects completed the one leg stance compared to 9 in the surface replacement and 5 in the total hip arthroplasty group. No statistical difference was found between the groups in the hip abductor muscles strength.

Interpretation

The better anatomical preservation, absence of femoral stem and the larger bearing component could account for the return to better postural stability in surface replacement patients in comparison to total hip patients. Further studies are needed to determine the impact of each of these factors on the postural balance.

Keywords

Postural control, postural balance, postural mechanism, surface replacement arthroplasty, total hip arthroplasty, muscular strength, femoral offset.

VIII.1 INTRODUCTION

In the past, hip replacement was mostly performed in elderly sedentary population whereas in present time, patients requiring hip replacement are both increasingly young and active (Crowninshield et al. 2006). These new patients' characteristics are particularly important for the prosthesis performance and durability as well as for the reduction of later complications (Crowninshield et al. 2006). There is therefore a growing interest for the development of newer prostheses restoring better patient's anatomy (Amstutz et al. 1998; Girard et al. 2006) and physiological loading (Amstutz et al. 1998; Daniel et al. 2004a) as well as for the development of newer surgical techniques (Lawlor et al. 2005; Asayama et al. 2006) and more durable bearing surfaces (Goldsmith et al. 2000; Harris and Muratoglu, 2005).

At the moment, two main types of hip replacements are available: the total hip arthroplasty (THA) with a standard femoral head, (head diameter of 22, 28 or 32 mm) and the surface replacement arthroplasty (SRA). The THA procedures involve patient femoral head and neck removal and replacement by an implant. It is a frequent and successful procedure that relieves pain and improves hip function as early as three to six months post-surgery (Laupacis et al. 2002). Patients' anatomy reconstruction and muscle function restoration depend on the surgeon's ability to reconstruct the hip joint (Kalteis et al. 2006; Parratte and Argenson, 2007) and the implant design (Crowninshield et al. 2006). However, because of its femoral head diameter, THA is associated with high rate of post-operative impingement, instability and dislocation (0.4% to 7.2%) (Jolles et al. 2002; Berry et al. 2004). In contrast, by conserving parts of the femoral head and neck, SRA has been considered to better preserve hip anatomy

(Girard et al. 2006) and to offer superior clinical function (Vendittoli et al. 2006b) in comparison to THA. Indeed, the restoration of hip anatomy might improve the functionality of the hip joint; particularly of the abductor muscles (Amstutz et al. 2004; Asayama et al. 2005; Girard et al. 2006).

These latter points are crucial since it has been recognized that one of the main disabilities often reported in patients after conventional THA is a general weakness of abductor muscles (McGrory et al. 1995; Perron et al. 2000; Asayama et al. 2005). Therefore, an improvement of the functionality of hip abductor muscles with SRA may have several implications in daily living activities involving upright stance postural regulation since these muscles are strongly implied in medial-lateral balance control (Winter et al. 1996). Although studies have found that balance is affected up to one year after conventional THA (Trudelle-Jackson et al. 2002), none of them have investigated the specific advantages of the SRA in comparison of the THA. Therefore, the aims of this study are 1) to compare postural stability in patients after they underwent THA or SRA 2) to evaluate the effect of the biomechanical reconstruction on postural stability.

VIII.2 METHODS

Patients

A total of thirty subjects divided in three groups (10 controls without hip pathology, 10 THA and 10 SRA) participated in the study. The control subjects were volunteers recruited from the community through the Marie Enfant Rehabilitation Center and the Maisonneuve-Rosemont Hospital. All patients had unilateral hip disease

and the average follow-up of operated subjects was 6 months (minimum 5 months, maximum 8 months). Exclusion criteria for all subjects included the presence of any interfering pathology that may have affected balance and reported falls for the past six months. Groups' characteristics are presented in Table I. All participants gave their written consent and the project was approved by the research ethics and scientific committees of our institution.

Subjects	Control	THA	SRA
Age (y)	45.1 (10.1)	51.1 (7.8)	43.1 (8.2)
Gender	4 F / 6 M	5 F / 5 M	4 F / 6 M
Weight (kg)	77.3 (14.8)	85.0 (17.4)	83.7 (18.8)
Height (m)	1.71 (0.08)	1.67 (0.90)	1.69 (0.08)
BMI (kg/m²)	26.9 (2.9)	30.7 (6.3)	29.1 (4.5)

Table I: *Characteristics of control, total hip arthroplasty (THA) subjects and surface replacement arthroplasty (SRA). No significant differences were observed between the groups. Means (SD), $P < 0.05$.*

Each surgery was performed through a posterior surgical approach by three experimented surgeons (P.-A.V, M.L and A-G R.). In the SRA group, the Durom hip-resurfacing system (Zimmer, Warsaw, USA) was implanted (Figure 15). For the THA group, a CLS Spotorno (Zimmer, Warsaw, USA) titanium uncemented femoral stem (Zimmer) was used with a 28 mm Metasul femoral head (Zimmer) articulated with a Metasul bearing insert fitted into an Allofit uncemented acetabular cup (Zimmer, Warsaw, USA) (Figure 16). During each procedure, the surgeons tried to reproduce patients' hip anatomy using pre operative templating with the opposite side as a

reference and using intraoperative bony landmarks. Surgical technique for all procedure has been described in previous studies (Girard et al. 2006; Vendittoli et al. 2006b) .

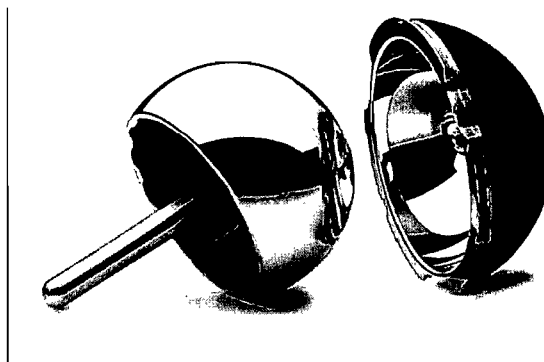


Figure 15: *The hybrid Durom hip surface replacement arthroplasty system with chrome-cobalt femoral head and acetabular cup (Zimmer, Warsaw, USA).*

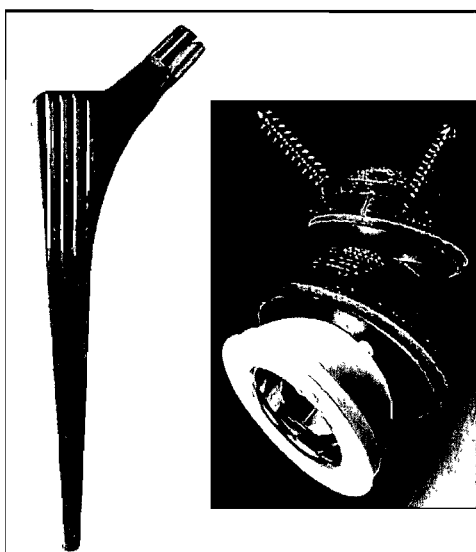


Figure 16: *The CLS femoral stem (Zimmer, Warsaw, USA) and the Allofit acetabular cup (Zimmer, Warsaw, USA).*

Radiographic analysis

Standardised post-operative radiographs were analysed. Anteroposterior radiographs of the pelvis were taken with the legs positioned in 15° of internal rotation. The radiographs were rejected if the coccyx was not centred on the pubic symphysis and located proximally within 2 cm to 4 cm. This ensured proper positioning of the pelvis in both the frontal and sagittal planes. These were scanned (VIDAR VXR-12, Herndon, Virginia, USA) and analysed using Imagika software (Clinical Measurement Corporation, New Jersey, USA). The femoral offset, the horizontal and vertical centres of rotation and leg-length inequality were measured for the replaced and normal contralateral hip on post-operative radiographs. The femoral offset was defined as the perpendicular distance (mm) from the centre of rotation to the femoral shaft line. The vertical hip centre of rotation was determined by the perpendicular distance (mm) from the centre of rotation of the hip to the inter-teardrop line. The horizontal centre of rotation was evaluated by the distance between the vertical centre of rotation line and the teardrop. Finally, the limb length was evaluated by the perpendicular distance from the teardrop to the lesser trochanter line.

Postural tasks

All participants were asked to perform two postural tasks. For the first task, patients were requested to maintain a quiet standing posture with eyes open and feet at shoulder width for 120 seconds. For the second task, patients had to maintain a one leg stance position for 10 seconds. The operated leg was tested twice with an inter-trial resting period of 30 seconds. The abductor muscles' strength of both legs was also assessed using a Penny & Giles hand-held myometer (Penny and Giles, Christchurch,

UK). The hand-held myometer recorded the peak force generated (N). To limit the inter-examiner variability, the peak force value generated by the abductor muscles of the operated limb was expressed as the percentage of the peak force generated by the abductor muscles of the sound limb. For dual leg stance, ground reaction forces and moments were collected with an AMTI force plate (Advance Mechanical Technology Inc., MA, USA) recording at a sampling frequency of 60 Hz. The time histories of the center of pressure (COP) profiles were calculated from the orthogonal forces and moments recorded by the force plate while the center of mass (COM) displacement was estimated from the zero-point-to-zero-point integration technique (Zatsiorsky and King, 1998; Lafond et al. 2004b). The COP and COM displacement profiles were reported as the root-mean-square amplitude (in mm) of COP (RMS_{COP}) and COM (RMS_{COM}) in the anterior-posterior and medial-lateral directions.

Statistics

One-way ANOVAs were performed to compare the differences between the groups for the dual stance task as well as for the abductor muscles relative strength. The root-mean-square (RMS) amplitude (in mm) of COP (RMS_{COP}) and COM (RMS_{COM}) in the anterior-posterior and in the medial-lateral directions and the abductor muscles strength percentage were used as dependent variables. The statistical significance was set at $P < 0.05$ and Newman-Keul post-hoc analyses were conducted when necessary. Mean differences between the THA and SRA groups for the radiographic analysis were evaluated by Student's t -test ($P < 0.05$). A Pearson product-moment correlation for the abductor muscles strength and RMS_{COP} in the medial-lateral direction was measured in

the groups. A Pearson's chi-square test was assessed to test the null hypothesis of independence between groups and one leg stance task completion.

VIII.3 RESULTS

As shown in Table I, no significant differences were found in the groups' characteristics.

Radiographic analysis

Differences were observed between the groups in the biomechanical reconstruction. As shown in Table II, the femoral offset differential between the operated limb and the sound limb was significantly different between the groups ($P < 0.001$). The femoral offset in the THA group increased on the operated side and reached 121.6% (SD: 10.2%) relative to the contralateral limb compared to the SRA group that showed a negative offset differential ($P < 0.001$) and consequently a relative offset that reach 94.5% (SD: 6.7%) of the contralateral limb ($P < 0.001$). The horizontal centre of rotation was significantly more medialized in the THA group compared to the SRA ($P = 0.008$). The vertical centre of rotation was more proximal in both groups with a larger but non significant value in the THA compared to the SRA ($P = 0.09$). The length of the operated leg in the THA group was increased while it was decreased in the SRA group ($P = 0.09$).

Subjects	THA	SRA	<i>P</i> value
Femoral offset (mm)	6.4 (2.1)	-2.4 (2.9)	< 0.001
Femoral offset (%)	121.6 (10.2)	94.5 (6.7)	< 0.001
Horizontal centre of rotation (mm)	-4.0 (2.7)	-0.5 (2.5)	0.008
Vertical centre of rotation (mm)	3.7 (5.2)	0.2 (3.4)	0.09
Leg length inequality (mm)	2.7 (4.1)	-0.2 (2.7)	0.09

Table II: *Biomechanical restoration of the operated hip compared to the sound limb in the total hip arthroplasty (THA) and surface replacement arthroplasty (SRA) groups. Means (SD), $P < 0.05$.*

Postural variables

During static dual stance, the statistical analyses revealed significantly larger RMS_{COP} and RMS_{COM} amplitudes in the medial-lateral direction for THA subjects compared to SRA and control subjects (see Table III). No significant differences were observed between groups in the antero-posterior direction for both RMS_{COP} ($P = 0.70$) and RMS_{COM} ($P = 0.58$). Statistical analysis showed significant dependence between groups and one leg stance completion ($P = 0.01$). Five of the ten patients in the THA group did not complete the task compared to one for the SRA subject. In the control group all subjects completed the task.

Variables	Control	THA	SRA
RMS _{COP} antero-posterior	6.14 (2.42)	5.18 (2.77)	5.52 (2.42)
RMS _{COP} medial-lateral	2.43 (0.94)	3.52 (1.66) [§]	2.05 (0.64)
RMS _{COM} antero-posterior	5.88 (2.46)	4.71 (2.63)	5.29 (2.42)
RMS _{COM} medial-lateral	2.20 (0.96)	3.25 (1.45) [§]	1.95 (0.64)

Table III : Root mean square (RMS) of the center of pressure (COP) and center of mass (COM) (in mm) in medio-lateral and antero-posterior directions in control, total hip arthroplasty (THA) and surface replacement arthroplasty (SRA). [§] Different from control (RMS_{COP}: $P = 0.05$; RMS_{COM}: $P = 0.02$) and SRA (RMS_{COP}: $P = 0.04$; RMS_{COM}: $P = 0.03$). Means (SD), $P < 0.05$.

Strength variable

Statistical analyses revealed no difference in the abductor muscles strength of the prosthetic hip relative to the non prosthetic hip in the SRA, THA and control (left limb relative to right limb) groups respectively (mean: 90%, SD: 15%; mean: 88%, SD: 12% and mean: 103%, SD: 19%; $P = 0.13$). The correlation between RMS_{COP} in the medial-lateral direction and strength of hip abductor muscles did not reach the statistical significance in any of the three groups. In the THA group, the correlation was positive in the prosthetic hip ($r = 0.07$) and in the non prosthetic hip ($r = 0.32$). In the SRA group, the correlation was larger on both side (prosthetic: $r = 0.40$ and non prosthetic hip: $r = 0.47$). A negative correlation was found in the control group (left: $r = -0.36$; right: $r = -0.42$)

VIII.4 DISCUSSION

The purpose of this study was to compare postural stability in THA or SRA patients and to evaluate the effect of the biomechanical reconstruction on postural control.

Postural control strategies

The striking point of our results relies on the larger RMS_{COP} and RMS_{COM} observed in the medial-lateral direction in THA group compared to control and SRA groups. These results are in agreement with previous studies reporting persisting deficits in postural stability 6 to 12 months after surgery in THA (Trudelle-Jackson et al. 2002; Nallegowda et al. 2003; Majewski et al. 2005). These deficits were demonstrated by lower stability and endurance on the operated limb compared to the contralateral limb during a one-leg stance task (Trudelle-Jackson et al. 2002) and by stiffness in control of the trunk during quiet standing (Majewski et al. 2005). Furthermore, studies on muscular fatigue showed that a decrease in muscles strength, particularly in the hip abductors, leads to significantly larger COP displacement and velocity in the medial-lateral direction (Gribble and Hertel, 2004; Salavati et al. 2007). Therefore, the larger RMS_{COP} and RMS_{COM} observed in the THA group could be related to difficulty in controlling the COM due to the weakness of their abductor muscles.

Indeed, the postural control in the medial-lateral direction necessitates the activation of the hip adductor/abductor muscles to transfer the body weight from one leg to the other. This is called the load/unload mechanism (Winter et al. 1996). The correlation between the abductor muscles strength and the RMS_{COP} in the medial-lateral

direction can give insights about how the patients are using this postural mechanism. In the SRA, the similarity of the correlation between the prosthetic and non prosthetic side put forward the symmetrical contribution of both hip abductor muscles to the RMS_{COP} amplitude. However, the positive correlations also imply that patients with weaker abductor muscle strength could minimize the COP displacement in the medial-lateral direction in order to enhance postural control. This strategy was previously reported in elderly during prolonged standing (Freitas et al. 2005). Nevertheless, this result also demonstrates that the recovery of strong hip abductor muscles allows the SRA to return to a more normal postural control.

Conversely, the prosthetic abductor strength in the THA group seems to be unrelated to the RMS_{COP} compared to the sound limb. This could show a trend in the THA to rely mostly on the sound leg to assure postural control. It may also explain their larger RMS_{COP} since asymmetric loading of the limbs during quiet standing is related to postural instability (Błaszczyk et al. 2000; Anker et al. 2008). This tendency to avoid the load of the prosthetic hip is also strengthened by the failure to complete the one leg stance task in five of the THA patients. Indeed, this result illustrates their difficulty to achieve a task that requires a larger contribution of the abductor muscles or, at least, it reflects a fear to load the prosthetic hip without the possibility to counterbalance with the sound limb. Since both patients' group showed similar abductor muscles strength recovery (i.e. approximately 90% of the sound limb's strength) we think that this strength factor on its own could not fully account for the lower postural stability observed in the THA compared to the SRA. Somehow, the prosthetic characteristics of the SRA could account for their more normal postural control.

Effect of biomechanical reconstruction on postural stability

Three main factors are differentiating THA and SRA arthroplasties: hip biomechanical restoration, presence or not of a metallic femoral stem for load transmission and bearing diameter. Regarding biomechanical restoration, it has been proposed that increasing the femoral offset could be advantageous for the patients after hip arthroplasty (Asayama et al. 2005). Indeed, by lengthening the hip abductor's moment arm the abductor muscles could be more efficient to produce movement (Asayama et al. 2005). However, in spite of the limited number of patients, our results showed that the SRA group had better postural control regardless of their reduced femoral offset compared to the THA group. This result is in line with those of Girard et al., (2006) proposing that a slight decrease in the femoral offset, which could be inherent to the procedure itself, did not affect the clinical outcomes in SRA. Also, the closer to contralateral hip biomechanical parameters' restoration found in the SRA group is in concordance with the proposition that SRA could allow a better precision in reconstructing the normal biomechanical environment of the hip joint (Girard et al. 2006)

Second, since the femoral head and neck are preserved during SRA implantation, more physiological load transmission to the proximal femur occurs (Kishida et al. 2004), and this may also improve proprioception (Amstutz et al. 1998; Amstutz et al. 2004; Kishida et al. 2004). The absence of a stem in the medullar canal also avoids the development of thigh pain or discomfort, which could be particularly important in young or active patients (Engh et al. 2003)

Third, it has been proposed that better tribologic properties (tight clearance low surface roughness and larger components diameter) enhance the bearing lubrication (Smith et al. 2001; Liu et al. 2006) and this could lead to reduce or avoid bearing micro separation during gait similar to the non prosthetic hip joint (Komistek et al. 2002). As a consequence, it generates a more physiological loading than smaller femoral heads (Amstutz et al. 1998), improves stability and reduces impingement between the prosthetic components (Amstutz et al. 1998; Amstutz et al. 2004; Daniel et al. 2004a; Amstutz et al. 2006).

The results of the present study suggest that the use of metal-on-metal SRA prosthesis has a better ability to allow the return to normal postural stability than THA. Patients' functional capacities were not assessed in pre surgery. It is therefore possible that functional differences prior to the surgery had interfered with the functional capacities post-surgery. It is also not possible to determine which of the three main factors differentiating standard THA and SRA (femoral anatomy reconstruction, load transfer via a metallic femoral stem and the bearing size) is mainly responsible for the found differences. Further studies comparing standard THA or SRA and THA with anatomical diameter metal-on-metal bearing would help determine the effect of each factor.

VIII.5 CONCLUSION

Functional assessments of postural control during double stance have demonstrated higher postural stability in patients with SRA compared with patients who underwent a conventional THA. These results may suggest that the preservation of the

femoral head and neck, the larger head component and the better biomechanical reconstruction could be important factors allowing the return to normal postural stability in SRA patients. Therefore, SRA could be beneficial in patients whose lifestyle requires a fast improvement of the postural control. However, longer clinical follow up is needed to determine the mid and long term postural control recovery of SRA versus THA.

Conflict of interest statement

The authors have no conflict of interest to declare.

Acknowledgements

We acknowledge Muthu Ganapathi, FRCS (Orth) and Fellow in Lower Limb Arthroplasty, Maisonneuve-Rosemont Hospital, for the radiographic analysis. The Canadian Institute of Health Research training program in mobility and posture disorder (MENTOR) are acknowledged for the scholarships awarded to Julie Nantel. The study was funded (unrestricted grant) by Zimmer, Warsaw, USA.

-CHAPITRE IX-

IX. Article 2: Gait patterns following total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty^{II}

Julie Nantel^{1,2}, MSc., Nicolas Termoz^{2,3}, PhD., Pascal-André Vendittoli^{4,5}, MD. MSc., Martin Lavigne^{4,5}, MD., François Prince^{1,2,4}, PhD.

¹ Department of Kinesiology, University of Montreal, Canada

² Gait and Posture Laboratory, Marie Enfant Rehabilitation Center, Montreal, Canada.

³ UFR STAPS - Université Paris X – Nanterre, France.

⁴ Department of Surgery, Faculty of Medicine, University of Montreal, Canada.

⁵ Maisonneuve-Rosemont Hospital, Canada.

Abbreviations: SRA: surface hip arthroplasty; THA: total hip arthroplasty; GC: gait cycle.

^{II} Article accepté pour publication : Archives of Physical Medicine and Rehabilitation

ABSTRACT

Objective: The purpose of this study is to compare gait patterns in patients with THA and SRA.

Design: Observational study.

Setting: Outpatient biomechanical laboratory.

Participants: Participants (n = 30). Two groups of 10 SRA and THA patients and 10 control subjects participated in the study. The patients were volunteers recruited from a larger randomized study.

Interventions: Not applicable.

Main outcomes measures: Gait patterns, hip abductor muscle strength, clinical outcomes and radiographic analyses were compared between groups.

Results: In the sagittal plane, the THA group showed larger flexor moment and larger mechanical work in H2S and K3S power bursts compared to SRA and control subjects. In the frontal plane, both THA and SRA patients had smaller hip abductor muscles energy generation (H3F) than the control group. No difference was found for the hip abductor muscles strength.

Conclusion: In the THA group, the larger energy absorption in H2S and K3S would be a cost-effective mechanical adaptation to increase stability. The SRA characteristics could allow the return to a more normal gait pattern compared to THA. The modification in the frontal plane in SRA and THA would be related to the hip abductor muscles strength.

Key words: biomechanics; kinetics; arthroplasty; surface; hip; gait.

Abbreviations: SRA: surface hip arthroplasty; THA: total hip arthroplasty; GC: gait cycle.

INTRODUCTION

The demographic characteristics of patients that underwent hip arthroplasty have changed over the last decades (Crowninshield et al. 2006). They are younger and more active (Crowninshield et al. 2006). These patients are thus considered as a challenge for the durability and the longevity of the prosthesis (Amstutz et al. 2006; Crowninshield et al. 2006; Sharkey et al. 2006). To assure high standard clinical outcomes, extensive researches are performed regarding surgical approaches (Lawlor et al. 2005; Asayama et al. 2006;), bearing surfaces (Goldsmith et al. 2000; Harris and Muratoglu, 2005) and implant designs (Crowninshield et al. 2006).

With long term experience, conventional total hip arthroplasty (THA) has proven its suitability and still provides a high satisfaction in both patients and clinicians. However, due to the risks of dislocation with young or active patients, some authors proposed alternatives to THA. Among them, the surface replacement arthroplasty (SRA) seems to be particularly adapted to this population (Amstutz et al. 2006). Indeed, the absence of stem in the medullar canal and the conservation of femoral head appear as the main advantages of the SRA over the THA. This results in bone conservation that could facilitate the revision of the prosthesis or the conversion to a conventional THA prosthesis (Amstutz et al. 2006; Schmalzried, 2006; Shetty and Villar, 2006). This has been pointed out as a crucial benefit in young or active patients that are more likely to need prosthesis revision over their lifetime (Daniel et al. 2004a; Wyness et al. 2004; Amstutz et al. 2006).

In a functional point of view, the post-surgical progresses observed after THA are known to be rapid, since most of them take place between the first three to six months post surgery (Laupacis et al. 2002). Unfortunately, some disabilities persist up to two years after surgery (Trudelle-Jackson et al. 2002; Nallegowda et al. 2003; Majewski et al. 2005) and affect important daily living activities, such as gait. Although fast improvements in gait spatio-temporal parameters have been reported, they do not reach normal values (Perron et al. 2000; Nallegowda et al. 2003; Mont et al. 2007). These deficits might be attributed to abductor muscles impairments that are also associated with trunk compensation (Perron et al. 2000) and an abnormal gait pattern (Perron et al. 2000; Mont et al. 2007).

The characteristics of the prosthesis itself could also be an important concern. Indeed, due to reduced bone resection, the SRA may allow the anatomical preservation of the hip biomechanics, mainly the femoral offset, center of rotation position, abductor muscle lever arm (Amstutz et al. 1998; Wyness et al. 2004; Girard et al. 2006) that may lead to a more physiological load transfer with respect to THA. In addition, their larger femoral heads have been recognized to contribute to the reduction of stress on the proximal femur (Amstutz et al. 1998; Daniel et al. 2004a; Taylor et al. 2004; Wyness et al. 2004). We recently reported that the SRA's characteristics could be important factors allowing the return to normal postural stability during a quiet standing task (Nantel et al., 2008). Assessment of the individual impact of SRA and THA procedures on gait is of prime importance in order to highlight the best reconstruction method for gait recovery after hip arthroplasty. Recently, Mont and collaborators (2007) reported slower walking speed and reduced hip abductor moment of force in THA patients and

patients with osteoarthritis compared to SRA patients 6 to 18 months post-surgery. These authors concluded about closer to normal gait parameters in SRA but did not take the walking speed into consideration in spite of its effect on the gait pattern . Furthermore, a more restrictive follow-up may help optimise comparison between patients. Therefore, the aim of the present study was to compare the effects of both prostheses on gait pattern 6 to 8 months post-surgery.

IX.1 METHODS

Participants

Thirty subjects, divided in 3 age-matched groups (10 healthy controls, 10 THA and 10 SRA), participated in the study. Among volunteers recruited from a larger randomized study (detailed in Girard et al., 2006), patients were selected on the basis of unilateral hip disease without other problems that might interfere with gait. The patient's hip osteoarthritis diagnosis was classified with consensus by the three surgeons on the basis of the clinical history, available laboratory tests and radiographs. Exclusion criteria included contra-lateral hip arthroplasty or osteoarthritis, knee osteoarthritis, knee arthroplasty, morbid obesity, joint deformity, back pain. They were evaluated at a short-term follow-up of 6 months (range 6 to 8 months). The healthy control subjects were volunteers recruited from the community through our institutions and were age-matched with patients. The control subjects were excluded if they reported musculoskeletal impairments (eg, lower-extremity joint replacement, diagnosed osteoarthritis or hip and knee pain) or any neurologic disorders. The descriptive characteristics of the groups are presented in Table IV. All participants gave their written consent and the project was approved by local research ethics and scientific committees.

Subjects	Control	THA	SRA	P values
Age (y)	48.6 (6.0)	49.0 (7.5)	44.9 (8.5)	0.42
Sex (M/F)	4 F / 6 M	4 F / 6 M	4 F / 6 M	NA
Mass (kg)	76.0 (14.0)	84.3 (17.6)	76.3 (12.9)	0.40
Height (m)	1.69 (0.07)	1.68 (0.10)	1.67 (0.07)	0.66
BMI (kg/m²)	26.4 (3.4)	29.9 (6.6)	27.3 (3.3)	0.23

Table IV : *Characteristics of control, conventional total hip replacement (THA) and surface replacement arthroplasty (SRA) subjects. Means (SD). F: female; M: Male.*

Clinical outcomes, intervention and radiographic analysis

Clinical function was evaluated with the Western Ontario McMaster osteoarthritis index (WOMAC) and the Merle d'Aubigné-Postel preoperatively and at 6 months post-surgery. The interventions were performed by 3 experimented surgeons (P.-A.V, M.L and A-G R.) using a posterior surgical approach. In the SRA group, the Durom hip-resurfacing system (Zimmer, Warsaw, USA) was implanted. For the THA group, a CLS Spotorno (Zimmer, Warsaw, USA) titanium uncemented femoral stem (Zimmer) was used with a 28 mm Metasul femoral head (Zimmer) articulated with a Metasul bearing insert fitted into an Allofit uncemented acetabular cup (Zimmer, Warsaw, USA). Surgical technique for all procedures and radiographic analysis has been described in previous studies (Girard et al. 2006; Vendittoli et al. 2006a; Vendittoli et al. 2006b). The femoral offset (perpendicular distance (mm) from the

center of rotation to the femoral shaft line), the horizontal centers of rotation (distance (mm) between the vertical center of rotation line and the teardrop), the vertical centers of rotation (perpendicular distance (mm) from the center of rotation of the hip to the inter-teardrop line) as well as leg-length discrepancy (perpendicular distance (mm) from the teardrop to the lesser trochanter's line) were measured for the replaced and normal contralateral hip on post-operative radiographs using Imagika software (Clinical Measurement Corporation, New Jersey) (Girard et al. 2006).

Post-operative rehabilitation intervention

After the acute medical supervision, all patients have benefited from a rehabilitation program. The home-based program was realized on a daily basis. A first meeting with the physical therapist was set to explain and to modify the program according to patients' physical condition. As an outpatient, a second meeting with the physical therapist was required to supervise the program execution.

The purpose of the program was to allow a rapid regain of joint range of motion as well as muscle strength. The program included isometric and stretching exercises and targeted the knee and hip flexor and extensor muscle groups as well as the hip adductor-abductor muscles and internal-external rotator muscles. During the 12 weeks of the program, the progression was assured by increasing the exercises level of difficulty. Indeed, for the first 4 to 5 weeks, most of the exercises were realised in seated position with small range of motion. Technical aids were required for exercises realised in upright standing position. At 5-8 weeks patients were asked to increase the range of

motion during the stretching or functional exercises. Most of the exercises were realized in upright standing position without assistant device.

In the first post-operative weeks, activities such as walking with assistance device, stationary cycling and swimming were encouraged. Participation in high-impact physical activities (basketball, football, hockey etc.) was proscribed in the first 3 months and subject to restriction after this period.

Gait assessment procedures

Subjects were requested to walk at their normal cadence on a 10m walkway. The starting point was selected to assure steady state gait before reaching the force platforms. Four gait cycles (GC) were collected for each subject. Trials were saved when both feet made full contact with each of the two force platforms. A sufficient resting period was given between trials to avoid fatigue. Subjects were tested barefoot and wearing tight fitting shorts and t-shirt.

Instrumentation

Nineteen 14 mm diameter reflective markers were used to define lower limb body segments. The kinematic and kinetic data were respectively collected at 60 Hz using 8 optoelectronic cameras (VICON; Oxford Metrics Limited, Oxford, UK) and at 120 Hz with two embedded force platforms (AMTI, model OR6-5; Advanced Mechanical Technology, Watertown, MA, USA) respectively. The abductor muscles' strength on both sides was assessed using a hand-held myometer (Penny and Giles, Christchurch, UK). To limit the inter-examiner variability, the peak force value (N)

generated by the abductor muscles of the operated limb was expressed relative to the sound limb (in percentage).

Kinematic and kinetic analyses

Kinematic and kinetic parameters were derived using VICON Clinical Manager (Oxford Metrics Limited, Oxford, UK). Cadence, single and double support phases' duration, stride length and walking speed were calculated and analyzed for each trial. The mechanical power phases and moment of force peak values, mean moment of force as well as mechanical work were analyzed. Mechanical powers were calculated from the dot product of the joint angular velocity and the net joint moment. Mechanical work was calculated by the time integration of the power phases with respect to time (Eng and Winter, 1995). In the sagittal plane, the mechanical power and work were calculated for the ankle, knee and hip joints and at the hip in the frontal plane.

Statistical analysis

One-way analysis of variance (ANOVAs) was performed to compare the differences between groups for the abductor muscles relative strength and kinematic and kinetic parameters. As previously reported, speed affects the gait pattern. Therefore, we controlled for this parameter using a one-way analysis of covariance (ANCOVA). However, due to the non significant difference in gait speed between the groups, the results from the ANCOVA did not differ from those of the ANOVA. Consequently, only the ANOVAs will be presented. We used paired Student's *t*-tests to assess the groups' within difference for clinical outcomes. We assessed the differences between groups for post-surgical conditions and radiographic analyses with unpaired Student's *t*-

tests. The statistical significance level was set at $P < 0.05$ and Newman-Keuls post-hoc analyses were conducted when necessary.

IX.2 RESULTS

Group characteristics

As shown in Table IV, no significant differences were found between the groups for the age, mass, height and body mass index (BMI).

Clinical outcomes and radiographic analysis

Significant statistical differences were found in both groups for pre- and post-surgical conditions in the WOMAC and Merle d'Aubigné-Postel scales ($P < 0.001$). For the WOMAC, THA and SRA showed respectively larger scores in pre-surgical condition (mean: 52, SD: 17; mean: 45, SD: 11) compared to post-surgical condition (mean: 15, SD 15; mean 7, SD: 4). In the Merle d'Aubigné-Postel, the THA and SRA groups showed lower scores in pre-surgical condition (mean:12, SD 3; mean: 11, SD: 2) compared to post-surgical condition (mean:17, SD 1; mean: 18, SD: 0). Neither of the pre- or post-surgical conditions revealed statistical differences between groups in WOMAC ($P = 0.31$ and $P = 0.11$) or Merle d'Aubigné-Postel scores ($P = 0.82$ and $P = 0.22$).

Differences in the hip joint reconstruction were observed between the groups (Table V). Both the femoral offset differential (in mm and in percentage) between the operated and the sound limb were significantly different between the groups. The femoral offset in the THA group was increased on the operated side whereas it was decreased in the SRA

group. Similarly, despite no significant differences, the length of the operated leg was increased in the THA group but decreased in the SRA group. The THA and SRA leg length discrepancies between the operated and sound leg are concordant with previous study (Girard et al., 2006) and are mostly due to hip joint reconstruction as well as prosthetic components. In both groups, the horizontal center of rotation was medialized while the vertical center of rotation was more proximal.

Subjects	THA	SRA	<i>P</i> values
Femoral offset (mm)	6.5 (1.8)	-1.1 (2.5)	< 0.001
Femoral offset (%)	122.2 (10.6)	97.6 (5.3)	< 0.001
Horizontal centre of rotation (mm)	-3.9 (2.8)	-1.5 (2.9)	0.081
Vertical centre of rotation (mm)	3.0 (5.1)	0.3 (2.8)	0.151
Leg length discrepancy (mm)	2.5 (4.5)	-0.7 (3.0)	0.081

Table V: *Biomechanical restoration of the operated hip compared to the sound limb in the THA and SRA groups. Mean (SD). $P < 0.05$.*

Strength variable

Statistical analyses revealed lower but not significant ($P = 0.09$) abductor muscles strength for the SRA (mean: 91%, SD 12%) and THA (mean: 91%, SD 12%) compared to control subjects (left limb relative to right limb mean: 104%, SD: 18%).

Gait parameters

Spatio-Temporal

The statistical analyses of the spatio-temporal parameters (Table VI) revealed no significant differences between the groups for the walking speed, the stride length and for single and double support phases.

Subjects	Control	THA	SRA	<i>P</i> values
Walking speed (m.s⁻¹)	1.25 (0.18)	1.31 (0.20)	1.33 (0.17)	0.60
Stride length (m)	1.36 (0.16)	1.28 (0.21)	1.31 (0.11)	0.54
Single support (%GC)	37.6 (2.2)	38.5 (2.3)	38.5 (1.6)	0.53
Double support (%GC)	24.1 (3.1)	24.5 (4.7)	23.6 (2.0)	0.82

Table VI: *Spatio-temporal parameters between the control, THA and SRA groups. Mean (SD).*

Mechanical work

Sagittal plane

No significant differences were found in the mechanical work for the A1S and A2S power phases (ankle) or for the K1S, K2S, K4S (knee) and H3S power phases (hip) (Table VII). Statistical difference was found between groups for the mechanical work during the K3S power burst ($P = 0.05$). The post-hoc tests revealed that the K3S values were larger in the THA compared to the control ($P = 0.04$) and to the SRA ($P = 0.10$) groups. The mechanical work for the H2S phase was also statistically different between

groups ($P = 0.02$) with larger values in THA compared to control ($P = 0.03$) and SRA ($P = 0.03$) groups (Figure 17).

Subjects	Control	THA	SRA	<i>P</i> values
A1S	-0.19 ± 0.06	-0.19 ± 0.06	-0.19 ± 0.04	0.98
A2S	0.37 ± 0.06	0.37 ± 0.11	0.40 ± 0.05	0.48
K1S	-0.04 ± 0.04	-0.05 ± 0.02	-0.05 ± 0.02	0.80
K2S	0.05 ± 0.03	0.07 ± 0.03	0.06 ± 0.03	0.34
K3S	-0.13 ± 0.07	$-0.22 \pm 0.09^*$	-0.16 ± 0.08	0.05
K4S	-0.08 ± 0.03	-0.08 ± 0.02	-0.07 ± 0.02	0.56
H1S	0.02 ± 0.03	0.02 ± 0.01	0.02 ± 0.02	0.78
H2S	-0.13 ± 0.07	$-0.22 \pm 0.10^\dagger$	-0.11 ± 0.10	0.02
H3S	0.16 ± 0.06	0.17 ± 0.05	0.14 ± 0.03	0.26
H1F	-0.04 ± 0.03	-0.03 ± 0.03	-0.03 ± 0.02	0.53
H2F	0.03 ± 0.03	0.05 ± 0.03	0.03 ± 0.02	0.26
H3F	$0.09 \pm 0.03^\ddagger$	0.04 ± 0.02	0.05 ± 0.02	0.003

Table VII: *Mechanical work ($J.kg^{-1}$) in the sagittal and frontal planes at the ankle, knee and hip joints for the control, THA and SRA groups. Mean (SD).*

*Significantly different from the control ($P=0.04$). † Significantly different from the control ($P=0.03$) and the SRA ($P=0.03$). ‡ Significantly different from both groups ($P=0.03$). In the sagittal plane (S) at the ankle (A), A1S represents an energy absorption by the plantarflexors muscles and A2S is a plantarflexors power generation burst. At the knee (K), power phases are defined as an energy absorption by the knee extensors (K1S), a generation of energy by the knee extensors (K2S), a power absorption by the knee extensors (K3S) and a power absorption by the knee flexors (K4S). At the hip (H), H1S represents energy generation by the hip extensors, H2S absorption of energy by hip flexors and finally H3S corresponds to a generation of energy by hip flexors. In the frontal plane (F), H1F is an energy absorption by the hip abductor muscles while H2F and H3F are an energy generation by the hip abductor muscles (Eng and Winter, 1995).

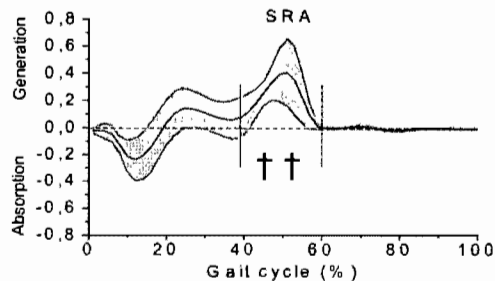
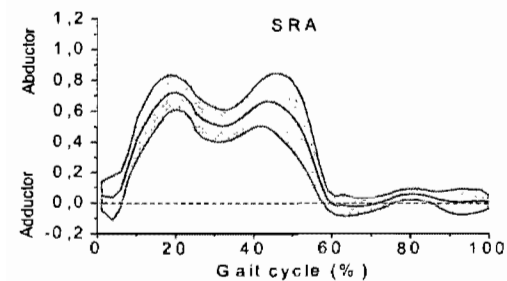
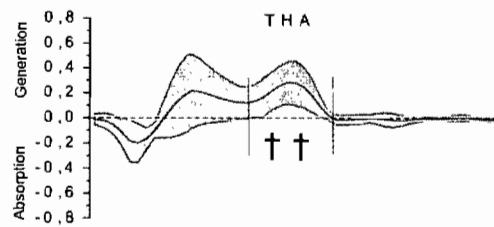
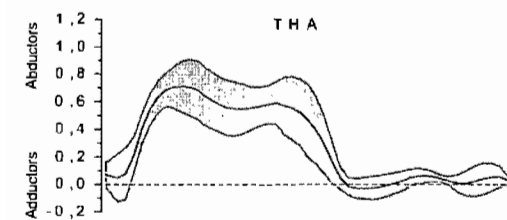
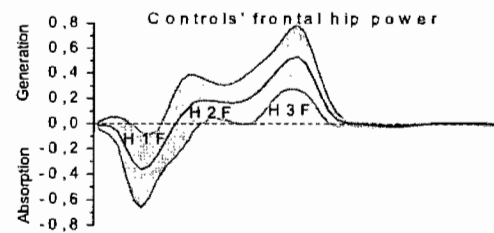
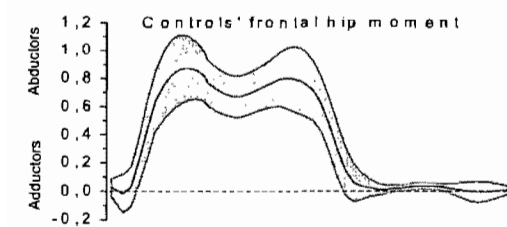
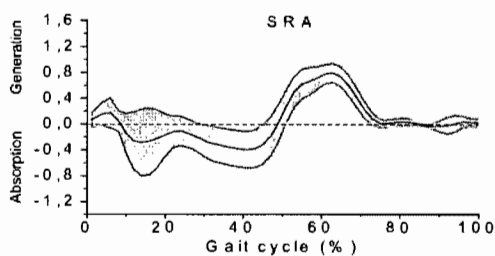
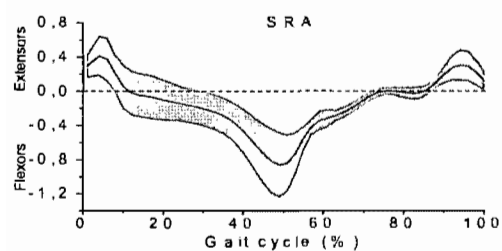
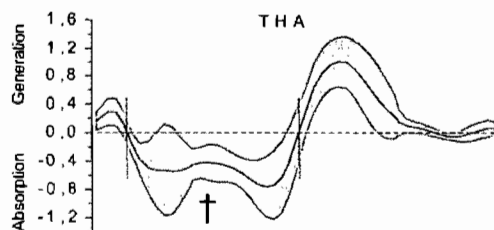
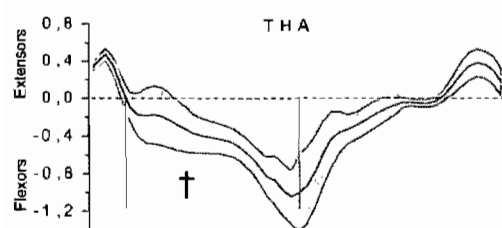
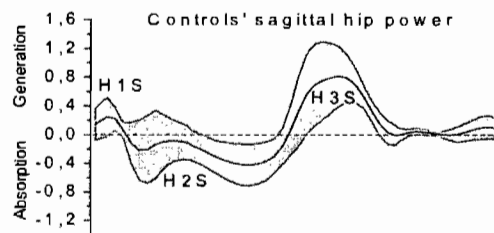
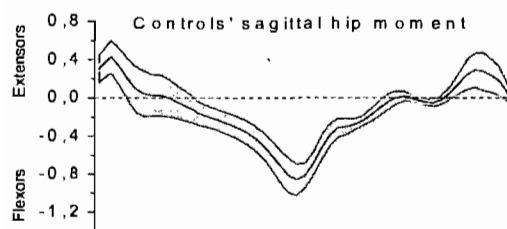


Figure 17 : *Hip moment and power curves in the sagittal and frontal planes for control, SRA and THA groups. The dash dot lines delimit the phases corresponding to the H2S power burst in the sagittal plane and the H3F in the frontal plane. † THA is significantly different from the control and SRA. †† THA and SRA groups are significantly different from the control group.*

Concerning the mean hip flexor moment during the H2S power phase, the statistical analysis revealed a main group effect ($P = 0.02$) with larger values in the THA group ($-0.55 \pm 0.18 \text{ Nm.kg}^{-1}$) compared to the control ($-0.30 \pm 0.10 \text{ Nm.kg}^{-1}$; $P = 0.02$) and to the SRA ($-0.33 \pm 0.10 \text{ Nm.kg}^{-1}$; $P = 0.07$) groups. The peak hip moment corresponding to the H2 power phase was also significantly different between groups ($P = 0.03$), with larger values in the THA group ($-1.19 \pm 0.20 \text{ Nm.kg}^{-1}$) compared to both control ($-0.84 \pm 0.19 \text{ Nm.kg}^{-1}$; $P = 0.05$) and SRA ($-0.72 \pm 0.23 \text{ Nm.kg}^{-1}$; $P = 0.04$) groups.

Frontal plane

In the frontal plane, no significant differences were found between groups for the mechanical work during the H1F and H2F power phases. However, the statistical analysis reported a significant main group effect ($P < 0.01$) for the mechanical work corresponding to the H3F phase with lower abductor muscles generation in THA and SRA groups compared to control ($P < 0.01$ and $P < 0.01$ respectively) (Figure 17).

For the moment of force occurring during the midstance (10-30% of the GC), the SRA showed a lower but not significant ($P = 0.25$) abductor peak value (0.75 ± 0.13

Nm.kg⁻¹) compared to both THA (0.81 ± 0.18 Nm.kg⁻¹) and control subjects (0.89 ± 0.23 Nm.kg⁻¹). During terminal stance and pre-swing (30-60% of the GC), the THA and the SRA showed lower but not significant ($P = 0.27$) abductor moment peak value (0.65 ± 0.23 Nm.kg⁻¹ and 0.72 ± 0.20 Nm.kg⁻¹ respectively) compared to the control group (0.83 ± 0.21 Nm.kg⁻¹).

IX.3 DISCUSSION

The main objective of the present study was to compare gait patterns in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. The statistical analysis showed differences between the groups in the sagittal plane while both patients groups showed hip abductor muscle weakness that could be mainly responsible for the altered gait pattern in the frontal plane.

Hip arthroplasty is known to be an efficient way to relieve pain and improve functional capacity (Shields et al. 1999; Laupacis et al. 2002;). However, previous gait studies reported significant lower walking speed in THA patients compared to normal subjects six months to two years post-surgery (Long et al. 1993; Loizeau et al. 1995; Perron et al. 2000; Mont et al. 2007). Based on their walking speed and other spatial-temporal parameters, patients involved here seem to have an effective functional recuperation since they reach normal values within six months post-surgery. However, to obtain precise indication about the nature of the gait patterns, an analysis of mechanical work must be performed since this parameter presents advantages over

single moment of force peak values previously reported to compare THA and SRA (Mont et al., 2007). Indeed, it highlights the functional role of the muscles as well as the potential mechanical adaptations (Eng and Winter, 1995). Furthermore, mechanical work takes into account the time factor to realise the task (Eng and Winter, 1995; Shields et al., 1999; Loizeau et al., 1995).

Mechanical work in the sagittal plane

In the sagittal plane, the SRA group mostly returns to a normal gait pattern while the THA does not. The main difference between groups has been observed at the hip with THA absorbing more energy in hip flexor muscles (H2S) than both SRA and control groups. This larger energy absorption could be due to the passive resistance of the hip flexor muscles. Indeed, Perron and collaborators (2000) reported a reduction in the extension excursion at the hip joint during the early push-off phase. These authors proposed that hip flexors contracture could be responsible for it, but could not confirm this hypothesis since passive range of motion were not tested. Although this explanation is still possible, nothing allows supposing that THA patients could be more predisposed to develop hip flexor contracture compared to SRA patients. However this larger contribution of the hip flexor muscles has been previously reported as neuromuscular adaptive mechanism to assure forward progression in obese children (Nantel et al. 2006) and disabled elders (McGibbon and Krebs, 2004). According to previous studies, the THA had major deficiency in generating energy with the hip flexors (H3S) (Loizeau et al. 1995; Perron et al. 2000). Our results do not confirm this

result, but the large amount of energy absorbed by the hip flexor muscles during the H2S power phase could be, in part, used to enhance the hip mechanical work for the pull-off (H3S) (McGibbon and Krebs, 2004; Nantel et al. 2006). This hypothesis is also supported by THA patients absorbing larger amount of energy with the knee extensors (K3S: 50%-60% GC). With biarticular knee extensors being also hip flexors, the increased amount of energy absorbed by the THA in the K3S and in the H2S power phases could be used to optimise the generation of energy for the swing of the leg (H3S: \pm 50%-75% GC).

Furthermore, the hip flexor/extensor muscles share the major role of controlling the large trunk's inertia in the plane of progression (Winter, 1995). Consequently, THA subjects may use the energy absorption by the flexor muscles to enhance the control of the whole body centre of mass (COM) and then to assure safe forward progression until the subsequent double stance phase (Winter, 1995). Consequently, the larger energy absorption during both the H2S and K3S phases could be used by the THA group as cost-effective mechanical adaptation to enhance the stability of the COM and to allow an efficient forward progression without increasing the energy generation. However, these results highlight only a portion of the mechanical energy used to realise the task since the calculation do not take into consideration the possible mechanical energy generated by the antagonist muscle co-contraction.

Mechanical work in the frontal plane

In the frontal plane, both the THA and the SRA groups showed lower abductor energy generation (H3F) compared to control. The abductor moment of force corresponding to the H3F power phase was also lower but not significant. Previous studies reported lower peak abductor moment in the THA compared to control (Perron et al. 2000; Mont et al. 2007) and proposed that abductor muscles strength could be responsible for this result (Perron et al. 2000). The 9% lower abductor muscles strength (operated relative to sound limb) in our patients' groups could have challenged the raise of the pelvis (H3F). Dissimilar to the present study, Mont and collaborators (Mont et al. 2007) reported lower but not significant difference in the frontal peak moment between the SRA and the control. We think that the 6 to 18 months follow-up period in their study could account for that difference, since some of their patients had more than twice the time for recuperation compared to our patients. Nevertheless, this also demonstrates that SRA could possibly return faster to a normal gait pattern than the THA.

Effect of biomechanical reconstruction

Some authors have proposed that specific characteristics of the SRA prosthesis may ease the functional recuperation (Girard et al. 2006). Among these characteristics, the less invasive character of the SRA compared to the THA prosthesis is often mentioned (Wyness et al. 2004; Amstutz et al. 2006; Schmalzried, 2006). In the SRA, there is no stem in the medullar canal and the femoral head is kept in place. The SRA

is thus considered as a tissue-conserving alternative to the THA, giving more possibilities for revision surgeries.

The second characteristic concerned the hip biomechanics' restoration. Girard et al., (2006) proposed that SRA could allow a more precise hip biomechanics' reconstruction. Our results are in line with this suggestion since the restoration with respect to contralateral hip was more similar for the SRA than for the THA (Table V). The placement of the hip center of rotation is of particular importance since it modifies the abductor muscles lever arm and consequently influences the functional outcomes. It is generally accepted that the medialized placement of the center of rotation enhances the capacity of the abductor muscles to generate moment of force (Asayama et al., 2005; Delp et al., 1996). However, this mechanical advantage was not taken into account in the estimation of the hip abductor moment of force. Consequently, this parameter could have been underestimated in both patients groups. Stagni and collaborators (2000), have reported a mean error of 15% in the abductor-adductor moment of force curve with a 30 mm lateral mislocation of the hip center of rotation. Consequently, without minimizing the effect of this parameter on the kinetic analysis, we think that the medialized center of rotation positions reported here (respectively 1.5 mm and 3.9 mm in SRA and THA) would have a small effect on the results.

Finally, the third characteristic is the larger femoral head component. It has been proposed that larger components reproduce a more anatomical fitting, similar to a

normal hip joint (Girard et al. 2006). Consequently, it generates a more physiological loading compared to smaller femoral heads (Amstutz et al. 1998; Kishida et al. 2004). Therefore, we think that the characteristics of the SRA could have facilitated regain normal sagittal gait pattern and could ease the return to normal frontal gait pattern in the SRA group.

However, further studies are needed to discriminate the effect of bearing diameter, presence of femoral stem and hip biomechanics restoration on the gait pattern of the THA and SRA. Particularly, the effect of the femoral offset must be assessed since Asayama et al., (2005) suggested that larger femoral offset in THA would decrease the hip abductor muscle force required to walk. Furthermore, the generalization of the results should have benefit from a larger sample size of patients and a longer follow-up is needed to investigate the time needed to fully recover abductor muscle strength. Finally, contrary to the biomechanical gait evaluation, the WOMAC and Merle d'Aubigné-Postel scales failed to demonstrate differences between groups. Consequently, it underlines the distinctive and crucial role of the biomechanical analysis to determine prosthetics' specific functional impairments and mechanical adaptations.

Musculoskeletal rehabilitation considerations

In regard to the functional and muscular deficit reported up to 2 years after hip arthroplasty (Majewski et al., 2005; Nallewgowda et al., 2003; Trudelle-Jackson et al.,

2002), some authors have questioned the efficiency of the rehabilitation program following hip surgery (Bertocci et al., 2004; Sashika et al., 1996; Shih et 1994; Trudelle-Jackson et al., 2002). Despite mechanical advantages related to the prosthetic characteristics of the SRA, the hip abductor strength deficit as well as the deficient gait pattern in the frontal plane showed by the THA and SRA groups supports the re-evaluation of the standard rehabilitation intervention following hip arthroplasty.

Many authors suggested increasing the actual standard 2 to 3 months rehabilitation program for a systematic longer follow-up (Bertocci et al., 2004; Loizeau et al., 1995; Long et al., 1993; Trudelle-Jackson et al., 2002). In regard of the results reported in the present study, it could have been particularly interesting to continue the rehabilitation program to assure the complete regain of the hip abductor strength as well as normal gait pattern. Furthermore, a complete functional recovery could help prevent from falls and injuries during more challenging activities such as physical activities and sports. Indeed, among numerous training programs proposed to restore the functional level and to improve mobility after THA, training programs focusing on muscle strengthening and especially weight-bearing tasks seem to provide the best results both in terms of postural stability and gait efficiency (Trudelle-Jackson et al., 2002) Sashika and collaborators (1996) found significantly greater improvements in hip abductor muscles strength and gait parameters (walking speed and cadence) after low-resistance strengthening plus one-legged stance exercises, than after a training only based on low resistance exercises.

IX.4 CONCLUSION

The present gait analysis showed that the SRA return to a normal sagittal gait pattern while the THA develop an adaptive strategy that could enhance the control of the COM and increase the energy generation during the swing phase. The specific characteristics of the SRA could play a major role in this fast return to normal gait pattern. In the frontal plane, the gait pattern modification seen in both groups is possibly related to the hip abductor muscles that did not completely reach the strength of the contralateral hip. This emphasises the critical attention that must be paid to the hip muscle strength recovery after hip arthroplasty.

Conflict of interest statement

The authors have no conflict of interest to declare.

Acknowledgements

The Canadian Institute of Health Research training program in mobility and posture disorder (MENTOR) are acknowledged for the scholarships awarded to Julie Nantel. The study was funded (unrestricted grant) by Zimmer, Warsaw, USA. We acknowledge Muthu Ganapathi, FRCS (Orth) and Fellow in Lower Limb Arthroplasty, Maisonneuve-Rosemont Hospital, for the radiographic analysis.

-CHAPITRE X-

X. Article 3: Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty with large diameter femoral head and surface head arthroplasty^{III}

Julie Nantel^{1,2}, MSc., Nicolas Termoz³, PhD., Muthu Ganapathi⁵, FRCS (Ortho)., Pascal-André Vendittoli^{4,5,6}, MD., MSc., Martin Lavigne^{4,5}, MD., François Prince^{1,2,4,6}, PhD.

¹ Department of Kinesiology, University of Montreal, Canada

² Gait and Posture Laboratory, Marie Enfant Rehabilitation Centre, Montreal, Canada.

³ UFR STAPS - Université Paris X – Nanterre, France.

⁴ Department of Surgery, Faculty of Medicine, University of Montreal, Canada.

⁵ Maisonneuve-Rosemont Hospital, Canada.

⁶ PhD codirector (PAV) and director (FP) of Julie Nantel.

Abbreviations: COP: Centre of Pressure; COM: Centre of Mass; SRA: surface replacement arthroplasty; LDH-THA: total hip arthroplasty with large diameter femoral head.

^{III} Article en révision : Journal of Clinical Biomechanics.

X.1 ABSTRACT

Objective: Assessment of postural balance in patients either with a total hip arthroplasty with large diameter femoral head or surface replacement arthroplasty.

Design: Observational study.

Setting: Outpatient biomechanical laboratory.

Participants: Two groups of 14 patients with surface replacement or total hip arthroplasties recruited from a larger randomized study and 14 control subjects.

Interventions: NA.

Main outcomes measures: Postural balance during quiet standing in dual and one-leg stance, hip abductor muscle strength, clinical outcomes and radiographic analyses were compared between groups.

Results: Compared to control group, patients showed smaller centre of pressure displacement amplitude in the medial-lateral direction in dual stance. Patients with total hip arthroplasty showed lower hip abductor muscle strength compared to control subjects. There was statistical difference between the two patient groups in biomechanical reconstruction of the hip. Despite these differences, there was no significant difference in the one-leg stance completion between the three groups.

Conclusion: The muscular strength in the operated limb could be mainly responsible for the lower COP displacement amplitude compared to control subjects. However, the ability to complete the one-leg stance demonstrates that patients do not fear to load the hip prosthesis when needed. The large diameter femoral head may be a major mechanical factor that contributes to these results.

Key words: biomechanics; posture; arthroplasty; surface; hip; Balance.

Abbreviations: SRA: surface hip arthroplasty; LDH-THA: total hip arthroplasty with large femoral head; COP: center of pressure; COM: center of mass; RMS: root-mean-square.

X.2 INTRODUCTION

Total hip arthroplasty (THA) is a frequent and successful procedure that relieves pain and improves hip function, with an overall high patient satisfaction (Shields et al. 1999; Laupacis et al. 2002). Functional and clinical outcomes are recognised to be quite positive with reported gains in hip isometric strength (Vaz et al. 1993; Shih et al. 1994), restoration of gait velocity (Perron et al. 2000; Mont et al. 2007) and improved quality of life in the early period of post-surgical recovery (Laupacis et al., 2002).

Despite these positive outcomes, residual functional disabilities persist following primary conventional THA and affect major daily living activities such as postural balance. Previous studies have reported deficits in postural control six to 12 months after surgery (Trudelle-Jackson et al., 2002; Nallegowda et al., 2003; Majeski et al., 2005). More specifically, a lower endurance on the operated limb compared to the contralateral limb was observed during one leg standing (Trudelle-Jackson et al., 2002) while stiffness in the trunk control was demonstrated during quiet standing (Majewski et al., 2005). One of the more reported deficits is a general weakness in abductor muscles after THA (Perron et al., 2000; Asayama et al., 2005). This point has important functional implications in postural control since the hip abductor muscles are strongly implicated in the medial-lateral control of balance (Winter et al., 1996).

In a recent study, we also have highlighted difficulties in patients after conventional THA to maintain a one-leg stance posture and a tendency to avoid loading

the prosthetic hip during dual stance task (Nantel et al., 2008). However, our results suggested that while muscle strength is an important factor to fully regain normal postural balance others factors such as the prosthetic characteristics could also be important. More specifically, we had hypothesized that a more anatomical bearing surface versus the smaller femoral heads used in THA (22-32 mm) might have a strong impact on postural balance. Large diameter components can be use in two types of prostheses: the total hip arthroplasty with large diameter femoral heads (LDH-THA) and the surface replacement arthroplasty of the hip (SRA). Both prostheses have specific characteristics that might also have an impact on postural regulation processes. Among them, the presence or not of a metallic stem in the medullar canal could be an important factor. SRA have been recognised to better restore the normal hip anatomy (Girard et al., 2006; Grigoris et al., 2006). Some authors have proposed that more physiological load transmission to the proximal femur and better proprioception occur with SRA due to the preservation of the femoral head and neck (Amstutz et al., 1998; Kishida et al., 2004; Little et al., 2007). Larger diameter femoral head both in SRA and LDH-THA are known to improve joint stability in both patients with recurrent dislocations and those having revisions (Amstutz et al., 2006; Cuckler et al. 2006; Ball et al., 2007). However, until now, no study has investigated the functional differences between LDH-THA and SRA during a quiet standing task. This comparison is of prime importance in order to better understand the influence of large diameter components and prostheses characteristics. Therefore, the aim of this study is to compare postural

stability in patients after they underwent hip arthroplasty with either LDH-THA or SRA.

X.3 METHODS

Study group

A total of forty-two subjects divided in 3 groups (14 controls, 14 LDH-THA and 14 SRA) participated in the study. Patients were selected on the basis of unilateral hip disease classified with consensus by the three surgeons (PAV, ML and AGR). Exclusion criteria for all subjects included the presence of any condition that may have affected balance (contra-lateral hip arthroplasty or osteoarthritis, knee osteoarthritis, knee arthroplasty, neurological or musculoskeletal impairments, and reported falls for the past six months). They were evaluated at a short-term follow-up (range 5 to 7 months). After the acute medical supervision, all patients have benefited from a 12 weeks rehabilitation program. The home-based program was realized on a daily basis and included isometric and stretching exercises that targeted the knee and hip flexor-extensor muscle groups as well as the hip adductor-abductor muscles and internal-external rotator muscles. The healthy control subjects were volunteers recruited from the community through our institutions and were age-matched with patients. The descriptive characteristics of the groups are presented in Table VIII. All participants gave their written consent and the project was approved by the research ethics and scientific committees of our institution.

Subjects	Control	LDH-THA	SRA
	Means (standard deviation)		
Age (y)	44.5 (8.7)	50.8 (5.8)	45.0 (8.0)
Gender (M/F)	8M/6F	11M/3F	9M/5F
Mass (kg)	75.2 (13.4)	80.7 (14.4)	81.4 (17.4)
Height (m)	1.71 (0.07)	1.70 (0.06)	1.69 (0.08)
BMI (kg/m²)	25.7 (3.3)	27.9 (4.0)	28.4 (4.3)

Table VIII : *Characteristics of the three study groups.*

Each surgery was performed through a posterior surgical approach by three experienced surgeons (PAV, ML and AGR). In the SRA group, the hybrid Durom hip-resurfacing system (Zimmer, Warsaw, USA) was implanted (Figure 18). In the LDH-THA group, a CLS Spotorno titanium uncemented femoral stem (Zimer, Warsaw, USA) was used with a large diameter modular metal head (MetasulTM) and a Durom acetabular component (Zimmer, Warsaw, USA (Figure 19). Figure 20 shows an example of radiograph of the pelvis of a bilateral patient (not included in the study) with both types of prostheses. During each procedure, the surgeons tried to reproduce the patient's hip anatomy using pre-operative templating with the opposite side as a reference and using intra-operative bony landmarks. Surgical techniques for all the procedures have been described in previous studies (Girard et al., 2006, Vendittoli et al., 2006, Vendittoli et al., 2007)

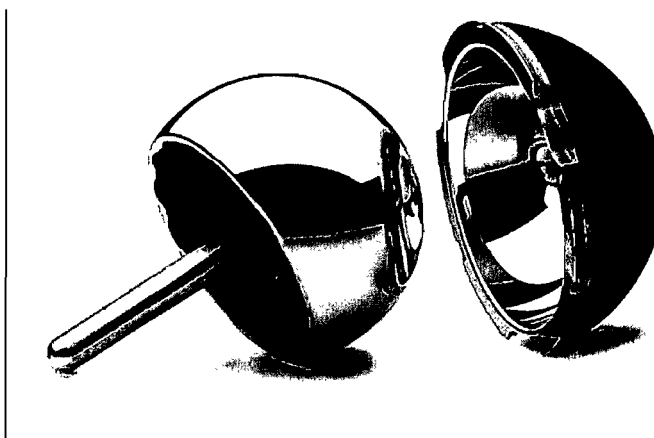


Figure 18 : *The hybrid Durom hip surface replacement arthroplasty system with chrome-cobalt femoral head and acetabular cup (Zimmer, Warsaw, USA).*

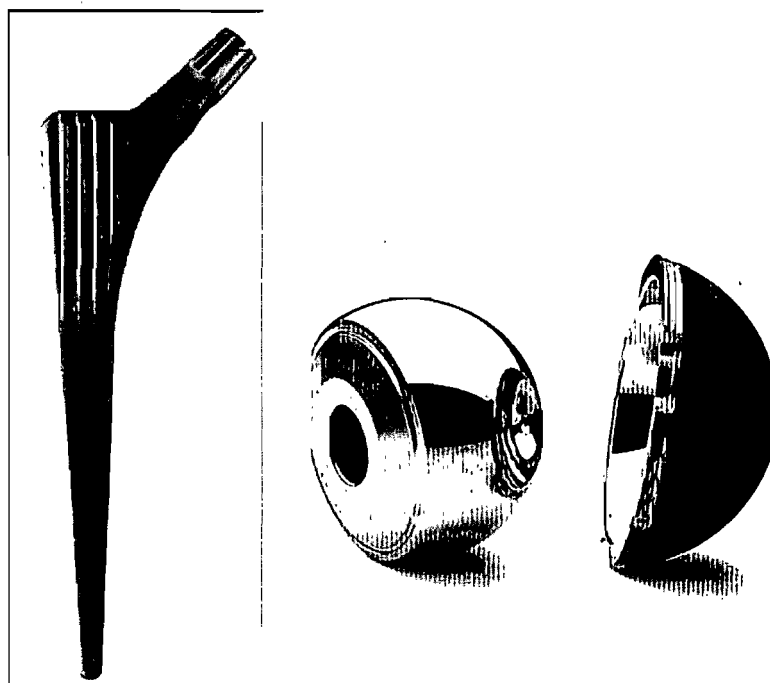


Figure 19: *The CLS femoral stem, the MetasulTM large diameter head and the Durom acetabular component (Zimmer, Warsaw, USA)*

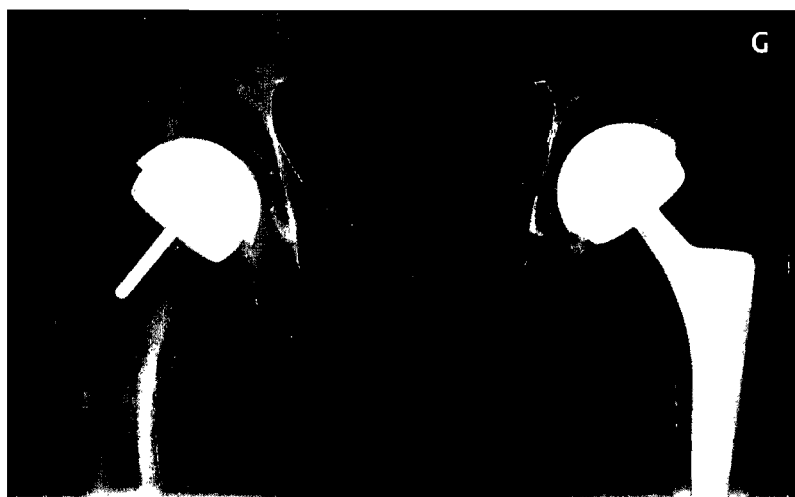


Figure 20: *Radiograph example of the pelvis of a subject (not included in the study) with a LDH-THA on one hip (right hip) and a SRA on the other side (left hip).*

Radiographic analysis

Standardised post-operative radiographs were analysed. Anterior-posterior radiographs of the pelvis were taken with the legs positioned in 15° of internal rotation. The radiographs were rejected if the coccyx was not centred on the pubic symphysis and located proximally within 2-4 cm. This ensured proper positioning of the pelvis in both frontal and sagittal planes. These were scanned (VIDAR VXR-12, Herndon, Virginia, USA) and analyzed using Imagika software (Clinical Measurement Corporation, New Jersey, USA). The femoral offset, the horizontal and vertical centres of rotation and leg-length inequality were measured for the replaced and normal contralateral hip on post-operative radiographs. The femoral offset was defined as the perpendicular distance (mm) from the centre of rotation to the femoral shaft line. The vertical hip centre of rotation was determined by the perpendicular distance (mm) from

the centre of rotation of the hip to the inter-teardrop line. The horizontal centre of rotation was evaluated by the distance (mm) between the vertical centre of rotation line and the teardrop. Finally, the leg-length inequality was evaluated by the perpendicular distance (mm) from the superior aspect of the lesser trochanter to the inter-tear drop line.

Postural tasks

Each participant had to achieve two postural tasks. The first task consisted of quiet standing for 120s with eyes open and feet at shoulder width. In the second task, patients had to hold one-leg stance position for 10s. The operated leg was tested twice with a sufficient inter-trial resting period. The abductor muscles strength of both legs was also assessed using a Penny & Giles hand-held dynamometer (Penny and Giles, Christchurch, UK). Patients were tested in sitting position with hip and knee flexed at 90°. Dynamometer was placed on the lateral knee condyle and patients were asked to perform maximal isometric contraction. Three trials were assessed. To limit the inter-examiner variability, the peak force value generated by the abductor muscles of the operated limb was expressed as the percentage of the peak force generated by the abductor muscles of the sound limb. For the dual leg stance task, ground reaction forces and moments were collected with an AMTI force plate (Advance Mechanical Technology Inc., MA, USA) recording at a sampling frequency of 60 Hz. The signal was low-pass filtered at 2 Hz using a dual-pass second-order Butterworth digital filter. The time histories of the centre of pressure (COP) profiles were calculated from the

orthogonal forces and moments recorded by the force plate while the centre of mass (COM) displacement was estimated from the zero-point-to-zero-point integration technique (Zatsiorsky and King, 1998; Lafond et al. 2004b). The average COP position in the medial-lateral direction was calculated over the 120s of the trial and expressed from the fore-aft midline of the base of support delimited by reflective markers on heels and toes. The COP and COM displacement profiles were reported as the root-mean-square (RMS) amplitude (in mm) of COP (RMS_{COP}) and COM (RMS_{COM}) in both the anterior-posterior and medial-lateral directions.

Statistics

The differences between groups for dual stance and for the abductor muscles relative strength were compared with one-way ANOVAs. The RMS_{COP} and RMS_{COM} in the anterior-posterior and in the medial-lateral directions and the abductor muscles strength percentage were used as dependent variables. The statistical significance was set at $P < 0.05$ and Newman-Keul post-hoc analyses were conducted when necessary. Student's t -tests ($P < 0.05$) were used to evaluate radiographic mean differences between the LDH-THA and SRA groups. A Pearson chi-square test was assessed to test dependence between group and one-leg stance task completion.

X.4 RESULTS

As shown in Table VIII, no significant differences were found in the groups' characteristics.

Radiographic analysis

Differences were observed between the LDH-THA and SRA groups in the biomechanical reconstruction. As shown in Table IX, the femoral offset differential between the operated limb and the sound limb was significantly different between the groups ($P < 0.01$). The femoral offset in the LDH-THA group increased on the operated side and reached 106.9% (SD: 11.0%) relative to the contralateral limb compared to the SRA group that showed a negative offset differential ($P < 0.01$) and consequently a relative offset that reached 94.3% (SD: 8.8%) of the contralateral limb. No statistical differences were found for the horizontal and vertical centre of rotations and for the leg length inequality. In both groups, the horizontal centre of rotation was medialized ($P = 0.95$) while the vertical centre of rotation was more proximal ($P = 0.46$). The leg length of the operated leg relative to the contralateral leg was decreased in both LDH-THA and SRA ($P = 0.59$).

Subjects	LDH-THA	SRA	<i>P</i> value
	Means (standard deviation)		
Femoral offset (mm)	2.97 (5.39)	-2.49 (3.67)	0.01
Femoral offset (%)	106.9 (11.0)	94.3 (8.8)	0.01
Horizontal centre of rotation (mm)	-0.77 (3.63)	-0.85 (2.47)	0.95
Vertical centre of rotation (mm)	1.91 (3.64)	0.86 (3.47)	0.46
Leg length inequality (mm)	-0.04 (0.3)	-0.41 (2.53)	0.59

Table IX : *Biomechanical restoration of the operated hip compared to the sound limb in both total hip replacement with large femoral head diameter (LDH-THA) and surface replacement arthroplasty (SRA) groups.*

Postural variables

The statistical analyses for the dual stance task revealed significantly lower RMS_{COP} amplitudes in the medial-lateral direction for LDH-THA and SRA subjects compared to control subjects ($P = 0.04$) (Table 3). In this direction, the mean COP position was shifted on the sound limb in 12 of the 14 patients for both the SRA and LDH-THA. The RMS_{COM} amplitude values for patients groups were smaller compared to those of the control group but not significant ($P = 0.09$). No significant differences were observed between groups in the anterior-posterior direction for both RMS_{COP} ($P = 0.58$) and RMS_{COM} ($P = 0.59$) amplitudes. While all the patients in the LDH-THA group and control subjects were able to complete one-leg stance, one patient in the SRA group was not able to complete it. Statistical analysis showed no significant dependence between groups and one-leg stance completion ($P = 0.36$). Lack of balance was mentioned by this patient to explain his inability to maintain the position. No pain was reported.

Groups	Control	LDH-THA	SRA
	Means (standard deviation)		
RMS _{COP} AP	5.77 (2.37)	5.01 (1.16)	5.23 (2.21)
RMS _{COP} ML	2.56 (0.86) [§]	1.92 (0.89)	1.79 (0.68)
RMS _{COM} AP	5.52 (2.42)	4.75 (1.14)	5.01 (2.20)
RMS _{COM} ML	2.30 (0.87)	1.77 (0.89)	1.59 (0.76)

Table X: Root-mean-square (RMS) of the centre of pressure (COP), centre of mass (COM) amplitudes (mm) in medial-lateral (ML) and anterior-posterior (AP) directions in control, total hip replacement with large femoral head diameter (LDH-THA) and surface replacement arthroplasty (SRA) groups. [§] Different from LDH-THA (RMS_{COP}: $P = 0.04$) and SRA (RMS_{COP}: $P = 0.04$).

Strength variable

Statistical analyses revealed a significant group effect in the abductor muscles strength of the prosthetic hip relative to the sound hip ($P < 0.05$). The post hoc analysis showed statistically lower strength for the LDH-THA group (mean: 88%, SD: 17%; $P < 0.04$) compared to control (mean: 105%, SD: 16%) while the SRA group showed lower but not statistically significant difference (mean: 93%, SD: 16%; $P = 0.07$).

X.5 DISCUSSION

The purpose of the present study was to compare postural stability in patients six months after they underwent total hip arthroplasty either with LDH-THA or SRA to discriminate the effect of specific prostheses characteristics on postural control. As both LDH-THA and SRA have similar large diameter bearing surfaces, the influence of the size of the femoral head on postural control can be excluded.

Postural stability

Both the LDH-THA and SRA groups showed smaller COP RMS displacement amplitudes than control subjects. These limited displacements could be a strategy to reduce the contribution of the hip abductor muscles on the prosthetic side. Indeed, the dual quiet standing task requires the contribution of the abductor muscles for a long time period. Since patients showed lower hip abductor muscles strength, they might choose to reduce the contribution of the abductor muscle on the impaired hip. This hypothesis is strengthened by an asymmetric loading as demonstrated by the mean COP position on the sound limb in 12 of the 14 patients in LDH-THA as well as SRA groups. This strategy was already reported in elderly during prolonged dual stance task (Freitas et al. 2005) and may prevent from experiencing postural instability induced by muscular fatigue of the hip muscle (Gribble and Hertel, 2004).

However, considering the important contribution of the hip abductor muscles to control medial-lateral postural balance during the one-leg stance, it is surprising that

only one of the twenty-eight arthroplasty patients failed to complete the task. This is different from previous studies that reported instability or failure to complete a one-leg stance following conventional THA (Trudelle-Jackson et al. 2002; Nantel et al. 2008). This result suggests that on the contrary to conventional THA patients, LDH-THA and SRA patients are confident in their prosthesis and that they do not fear to load it on a short period (10s). We have recently reported lower postural control in patients with conventional THA compared to both SRA and control groups (Nantel et al., 2008). We attributed this to three possible factors; femoral stem in THA versus none in SRA, 28 mm head diameter in THA versus larger anatomical head diameter in SRA and finally the difference in the biomechanical reconstruction achieved by the two procedures (reduced femoral offset in SRA versus increased in THA).

Effect of prostheses type

The effect of the three factors can be analysed in the current study. Since both LDH-THA and SRA use anatomical diameter femoral head, the main difference between the two prostheses is the presence (LDH-THA) or absence (SRA) of stem in the medullar canal. In addition, part of the femoral head and neck is preserved in the SRA group which may make it easier for the surgeon to restore normal hip joint biomechanics. On the opposite, the femoral stem in the THA impose bone remodelling that can lead to non optimal hip joint biomechanics. It has also been proposed that the conservation of the proximal femur in SRA may result in a more physiological loading (Amstutz et al., 1998; Kishida et al., 2004; Little et al., 2007) and avoids the

development of thigh pain or discomfort (Engh et al., 2003). Nevertheless, no difference was observed between the two patient groups in the current study with regards to postural control. Consequently, neither the femoral stem in the LDH-THA nor the more physiological loading in the SRA group seem to affect the postural control or at least, its effect may be attenuated by another factor.

It has been reported that large diameter femoral head increases joint stability and decreases impingement and dislocation rate (Amstutz et al., 2004a; Berry et al., 2005). Some authors also proposed that the larger femoral head could possibly allow a more anatomical hip joint fitting compared to smaller femoral head (Amstutz et al., 1998; Girard et al. 2006). In the current study, the anatomical fitting of the large diameter femoral head component could have played an important role in the patients' ability to load the prosthetic side during the one-leg stance. It is therefore possible that the larger head component has helped LDH-THA and SRA patients to maintain postural stability in comparison to patients with conventional THA (Trudelle-Jackson et al., 2002; Nallegowda et al., 2003; Majewski et al., 2005; Nantel et al., 2008).

However, to assure maximal stability in the prosthetic joint, the large femoral head component must be associated with optimized hip anatomy restoration (Amstutz, Le Duff et al., 2004). It has been previously reported that SRA allows a more anatomical reconstruction of the hip anatomy than conventional THA (Amstutz et al., 1998; Girard et al., 2006; Nantel et al., 2008). The radiographic analysis presented here

showed that unlike conventional THA, LDH-THA allowed biomechanical reconstruction which is comparable to SRA with regards to restoration of vertical and horizontal centre of rotations and for the leg length equalization. With the improved intra operative joint stability given by anatomical head size components the surgeons did not have to increase leg length to compensate unsatisfactory stability as it is common with 28 mm joint diameter. In the SRA group, the femoral offset was decreased compared to the contra-lateral hip joint (average: -2.49 mm, standard deviation: 3.67 mm) while it was increased in the LDH-THA (average 2.97 mm, standard deviation: 5.39 mm). This is consistent with previous studies on femoral offset reconstruction in THA (Asayama et al. 2005) and SRA (Girard et al., 2006). However, the difference in the femoral offset restoration did not seem to play a significant role if affecting postural stability in the current study. Therefore, out of the three factors, the large diameter femoral head could be the main determinant factor explaining the better postural control found in the SRA and LDH-THA groups compared to the lower postural stability reported with conventional THA (Trudelle-Jackson et al., 2002; Nallegowda et al., 2003; Majewski et al., 2005; Nantel et al., 2008).

Nevertheless, when considering the results in hip abductor muscle strength, it seems that even with optimum conditions (joint reconstruction and appropriate prosthesis), patients do not recover full abductor muscle function even at six months after surgery despite use of posterior approach which does not violate the hip abductors.

The abductor weakness may also have been long standing due to the pain and dysfunction resulting from the arthritic process itself. However, clinical scores after THA can improve up to 1-2 years after surgery (Laupacies et al., 2002; Long et al., 1993), so further evaluation are needed to determine if full abductor strength will be recovered. As proposed by Trudelle-Jackson et al. (2004), a home based program targeting specifically abductor muscles and weight-bearing exercises must be initiated after the standard early post-surgery rehabilitation program. Indeed, training programs with major emphasis on muscle strengthening and weight-bearing seem to provide the best results in terms of improvement in functional level, postural balance and mobility after THA (Sashika et al., 1996; Trudelle-Jackson et al., 2002). Furthermore, it has been suggested that the length of the rehabilitation program should be increased (Bertocci et al., 2004; Long et al., 1993; Sashika et al., 1996; Shih et al., 1994; Trudelle-Jackson et al., 2002) to assure the complete regain of the hip abductor strength. This could allow patients to return faster to their normal daily living activities as well as prevent from falls and injuries during more challenging activities such as physical activities and sports.

X.6 CONCLUSION

The present study showed that LDH-THA and SRA patients did not fully recover abductor muscle strength six month post-surgery. This lower abductor muscular strength could be mainly responsible for the lower COP displacement amplitude in the medial-lateral direction compared to the control. This strategy could be done to

minimise the contribution of the hip abductor muscles on the prosthetic side and avoid postural instability during long duration task. However, the completion of a one-leg stance demonstrated the patients' ability to load the prosthetics hip with confidence when necessary. The results suggest that in spite of difference in the prostheses' characteristics and in joint reconstruction between LDH-THA and SRA, the large femoral head component seems to be the critical mechanical factor leading to postural stability. In terms to determine the time taken in patients to return to normal postural control and to fully regain muscular strength, it would be important to repeat this study with a longer follow-up.

Conflict of interest statement

The authors have no conflict of interest to declare.

Acknowledgements

The Canadian Institute of Health Research (CIHR) training program in mobility and posture disorder (MENTOR) are acknowledged for the scholarships awarded to JN. The Fond de Recherche en Santé du Québec (FRSQ) is acknowledged for scientific scholarships awarded to FP, PAV and ML. The study was supported (unrestricted grant) by Zimmer, Warsaw, USA.

-CHAPITRE XI-

XI. Discussion générale

La douleur et les limitations fonctionnelles liées à l'ostéoarthrite sont les principales raisons menant à la consultation en orthopédie. Lorsqu'elle est possible, l'arthroplastie de la hanche permet de réduire la douleur ainsi que d'améliorer la mobilité. Cependant, bon nombre d'études révèlent une récupération incomplète de la force des muscles abducteurs de la hanche opérée ce qui, bien souvent limite la participation à certaines activités de la vie quotidienne et aux activités sportives pratiquées avant la chirurgie (Shih et al. 1994; Rissanen et al. 1995; Sashika et al. 1996; Jones et al. 2001; Bertocci et al. 2004; Dechartres et al. 2007).

Les progrès des deux dernières décennies ont permis de mettre sur le marché des prothèses dont le design est plus conforme à l'anatomie de la hanche et qui pourrait améliorer la fonction des muscles abducteurs de la hanche (Beaule et al. 2002; Amstutz et al. 2004; Cuckler et al. 2004; Daniel et al. 2004a; Berry et al. 2005). Puisque ces muscles jouent un rôle majeur dans le contrôle postural en position érigée et lors de la locomotion, l'objectif du présent travail était de déterminer l'effet des caractéristiques spécifiques aux prothèses PTH, PTH-LD et PRS sur ces deux activités.

Dans un premier temps, le présent chapitre abordera l'impact des caractéristiques des prothèses et de la force des muscles abducteurs de la hanche sur les adaptations et les altérations posturales (PTH, PTH-LD et PRS) et locomotrices (PTH et PRS) propres à chacun des groupes. Cette modification de la géométrie de l'articulation par modulation des caractéristiques prothétiques (diamètre de la tête fémorale, présence d'une tige dans le canal médullaire) et de la reconstruction articulaire (qualité de la reconstruction, offset fémoral) ne constitue qu'un des deux types d'interventions permettant d'optimiser la fonction musculaire après l'arthroplastie. En effet, il est également possible d'intervenir sur la fonction musculaire en soumettant les patients à un programme d'exercices péri-opératoires, ce qui permettrait de minimiser le déconditionnement et améliorer le recouvrement fonctionnel (Long et al. 1993; Shih et al. 1994; Trudelle-Jackson et al. 2002; Bertocci et al. 2004; Unlu et al. 2007). Bien que ce thème n'ait pas fait l'objet d'une évaluation spécifique dans le cadre de nos protocoles de recherche, celui-ci est intrinsèquement lié à la force musculaire ainsi qu'à la récupération fonctionnelle post-opératoire. En regard des altérations posturales et locomotrices présentées dans ce travail ainsi que sur la base des résultats rapportés dans la littérature, les thèmes de la réadaptation musculo-squelettique et du retour aux activités physiques et sportives seront explorés.

XI.1 POSTURE ET CONTRÔLE POSTURAL

De manière générale, les études 1 et 2 corroborent les résultats des études antérieures quant à la faiblesse musculaire (Shih et al. 1994; Sashika et al. 1996; Bertocci et al. 2004) et ses conséquences sur la diminution de la stabilité posturale (Trudelle-Jackson et al. 2002; Nallegowda et al. 2003; Majewski et al. 2005; Talis et al. 2007) et la modification du patron locomoteur (Long et al. 1993; Loizeau et al. 1995; Perron et al. 2000; McCrory et al. 2001; Miki et al. 2004; Mont et al. 2007) après une arthroplastie de la hanche. De plus, la plus grande stabilité posturale des patients PRS (Étude 1) et PTH-LD (Étude 3) ainsi que le retour à un patron locomoteur plus proche des valeurs de références (Étude 2) témoignent de l'avantage mécanique de la tête fémorale de large diamètre évoqué par certains auteurs (Amstutz et al. 1998; Girard et al. 2006; Mont et al. 2007).

L'implantation d'une prothèse de hanche entraîne inévitablement une reconfiguration de la géométrie de l'articulation, ce qui modifie la capacité des muscles à générer de la force (Delp et al. 1990; Delp et al. 1996). Pour cette raison, des efforts considérables sont réalisés afin que la reconstruction articulaire soit conforme à l'anatomie de la hanche saine, notamment en ce qui concerne la position du centre articulaire et la reconstruction du bras de levier des muscles abducteurs (Delp et al. 1990 ; Bergmann et al. 2001; Sakalkale et al. 2001; Asayama et al. 2002; Yamaguchi et al. 2003; Lenaerts et al. 2008). Parce qu'elle est d'une dimension plus anatomique,

la tête fémorale de large diamètre de la PTH-LD et de la PRS faciliterait une telle reconstruction et, par conséquent, améliorerait la mécanique musculaire comparativement à la PTH conventionnelle (Amstutz et al. 1998; Girard et al. 2006; Mont et al. 2007). Un moyen alors de compenser le déficit de la PTH conventionnelle est d'augmenter légèrement le *offset* fémoral et d'optimiser ainsi l'action mécanique des muscles abducteurs (Asayama et al. 2005). De ces deux procédés, il ressort que, lors d'une station bipodale, l'augmentation du *offset* fémoral ne semble pas suffire à compenser le déficit musculaire des patients PTH et par conséquent ne leur permettrait pas de réaliser les tâches posturales de façon optimale. À l'opposé, il semble que le diamètre de la tête fémorale des prothèses PRS et PTH-LD compenserait en partie pour le déficit des muscles abducteurs de la hanche, ce qui permettrait aux patients de ces groupes de retrouver une stabilité au-delà de celle des sujets témoins. Ce point est davantage mis en évidence dans le cadre d'une station unipodale, tâche qui implique une contribution plus importante des abducteurs de la hanche.

En position unipodale, les muscles abducteurs de la hanche doivent, à eux seuls, générer la force nécessaire pour contrebalancer le mouvement du corps en direction opposée. Dans le cas d'une hanche saine, la force des muscles abducteurs est nettement supérieure à la force nécessaire pour contrer le moment dû au poids du corps (Delp et al. 1996). Cependant, Asayama et collaborateurs (2005) ont constaté que chez des patients PTH, une réduction de plus de 10% de la force musculaire entre la jambe

opérée et la jambe saine entraînait un signe positif de Trendelenbourg. Les résultats des études 1 et 3 ont démontré que malgré un déficit musculaire comparable dans les trois groupes de patients (environ 10%), la moitié des patients du groupe PTH (étude 1) n'ont pu terminer la tâche de posture unipodale alors qu'à l'opposé, tous les patients du groupe PTH-LD et 13 des 14 patients du groupe PRS ont complété cette tâche (étude 3). Ces résultats soulèvent trois points particulièrement importants : premièrement, ils démontrent que les prothèses à tête fémorale de large diamètre permettent un gain de stabilité malgré la présence d'une faiblesse musculaire; deuxièmement, ils suggèrent que ces prothèses pourraient être plus efficaces dans le cadre de tâches plus dynamiques et qui impliquent une station unipodale telle que la locomotion et troisièmement, ils suggèrent qu'un programme de conditionnement musculaire centré sur les muscles abducteurs pourrait être bénéfique après l'intervention chirurgicale (Section Réadaptation musculo-squelettique).

XI.2 LOCOMOTION

De façon générale, la locomotion implique deux fonctions à la fois distinctes et complémentaires: générer l'énergie nécessaire à la progression vers l'avant et stabiliser le tronc afin de permettre une progression efficace et sécuritaire (Winter, 1995). Contrairement aux études antérieures (Loizeau et al. 1995; Trudelle-Jackson et al. 2002), les sujets de la présente étude ont sélectionné une vitesse de marche statistiquement non différente de celle du groupe témoins. Ce résultat laisse supposer

une récupération plus efficiente des patients évalués dans ce protocole comparativement à ceux des études antérieures. Toutefois, malgré cela les deux groupes de patients démontrent dans le plan frontal une génération d'énergie par les muscles abducteurs de la hanche moindre que celle des sujets témoins. Le rôle des muscles abducteurs de la hanche est déterminant dans le contrôle de la position du bassin et du tronc, et par conséquent déterminant de la stabilité médio-latérale de façon générale (MacKinnon and Winter, 1993; Eng et Winter, 1995). Ainsi, il est possible que la faiblesse musculaire ait limité la capacité des patients à générer la force nécessaire à la stabilisation du bassin et au contrôle du CM durant la période préparatoire au contact talon contralatéral. Cette faiblesse musculaire pourrait augmenter les risques d'instabilité voire de chute lors de situations durant lesquelles la contribution des muscles abducteurs doit être accrue (déplacement en terrains accidentés, perturbations externes, activités physiques et sportives) ou en présence de fatigue musculaire. Cependant, les résultats de l'étude 1 suggèrent que les patients PRS pourraient répondre plus adéquatement à de telles situations que les patients PTH.

Dans le plan sagittal, on a observé chez les patients PTH un patron moteur différent des groupes PRS et contrôle. Comme nous avons pu le démontrer lors d'une autre étude (Nantel et al. 2006), cette augmentation d'absorption d'énergie par les muscles fléchisseurs de la hanche (H2S) comporterait deux avantages: d'une part, l'énergie mécanique emmagasinée par les muscles fléchisseurs de la hanche durant la

phase excentrique (H2S) peut être transférée pour effectuer la phase concentrique subséquente (H3S). Cette adaptation combinée à l'augmentation de l'absorption d'énergie par les muscles extenseurs du genou (K3S) pourrait avoir permis aux patients PTH d'atteindre des valeurs H3S plus près de celles des sujets témoins contrairement aux valeurs précédemment rapportées dans la littérature (Loizeau et al. 1995). D'autre part, cette absorption d'énergie pourrait être utilisée afin de contrôler la progression du tronc vers l'avant ce qui pourrait s'avérer d'autant plus important que cette adaptation est réalisée durant la phase de simple support, période critique du cycle marche (Winter, 1995). Cette adaptation permettrait donc aux patients PTH de se déplacer de façon efficace tout en assurant un maximum de stabilité du tronc dans le plan de progression.

Ces altérations du patron locomoteur, notamment celles du plan frontal, pourraient avoir des répercussions sur la qualité du tissu osseux et par conséquent sur l'intégrité de l'ancrage de la prothèse (Bryan et al. 1996; Ohta et al. 2003). En effet, l'activité musculaire (Currey, 1984; Frost, 1999a; Frost, 1999b) et la mise en charge sont parmi les principaux facteurs affectant la qualité du tissu osseux (Bryan et al. 1996; Nishii et al. 1997). Bryan et collaborateurs (1996) ont démontré qu'en présence d'une faiblesse des muscles abducteurs de la hanche, chacun de ces facteurs entraînaient une réduction de la masse osseuse chez des patients PTH. Ohta et collaborateur (2003) rapportent, pour leur part, que la perte osseuse la plus importante s'effectue dans les premiers 6 mois post-chirurgie chez ces même patients. Combinée à

l'altération des contraintes liées à la présence de tige fémorale dans le canal médullaire (Amstutz et al. 1998; Kishida et al. 2004; Little et al. 2007), une telle diminution de la masse osseuse pourrait compromettre le stock osseux nécessaire à la révision prothétique et rendre l'os plus vulnérable aux fractures (Ohta et al. 2003). Enfin, tel que rapporté par Bergman et collaborateurs (1993), la faiblesse des muscles abducteurs de la hanche a pour effet d'augmenter et de modifier la distribution des forces de contact à l'articulation de la hanche. En conséquence, cette altération du patron moteur, en plus de nuire à l'intégrité de la prothèse (Bergman et al., 1993), pourrait également être préjudiciable au tissu osseux.

XI.3 RÉADAPTATION MUSCULO-SQUELETTIQUE

Deschartres et collaborateurs (2007) rapportent que plus de deux années après la chirurgie, les patients éprouvent encore de la difficulté dans la réalisation de tâches quotidiennes. Le déconditionnement musculaire résultant de la réduction de la mobilité en période péri-opératoire serait en majeure partie responsable de cette perte d'autonomie (Long et al. 1993; Shih et al. 1994; Trudelle-Jackson et al. 2002; Bertocci et al. 2004; Trudelle-Jackson and Smith, 2004; Frost et al. 2006; Unlu et al. 2007). L'implantation de prothèses plus anatomiques ainsi que l'évolution des chirurgies minimalement invasives pourraient permettre d'accélérer la récupération post-opératoire (Amstutz et al. 2004; Cuckler et al. 2004; Daniel et al. 2004a). Cependant, à ce jour, compte tenu des déficits fonctionnels vécus par les patients,

plusieurs auteurs remettent en question l'efficacité des présents protocoles de réadaptation (Shih et al. 1994; Sashika et al. 1996; Kishida et al. 2001; Trudelle-Jackson et al. 2002; Jan et al. 2004; Frost et al. 2006; Unlu et al. 2007) et suggèrent que ceux-ci soient revus afin d'optimiser leur impact sur la qualité de vie. Malgré les avantages liés au diamètre de la tête fémorale dont semblent avoir profité les groupes PTH-LD et PRS (plus grande stabilité dans les tâches posturale et retour à des valeurs normales dans le plan de progression en locomotion), la faiblesse des muscles abducteurs chez les trois groupes de patients, corrobore la pertinence de revoir les modalités actuelles d'entraînement péri-opératoires.

De façon non exhaustive, la littérature fait état de deux aspects plus particulièrement problématiques: 1) le type d'exercices prescrits 2) la durée du programme de réadaptation. Les programmes de réadaptations normalement prescrits après une arthroplastie de la hanche sont réalisés exclusivement avec la jambe opérée. Cependant, puisque le déficit musculaire (Bertocci et al. 2004; Frost et al. 2006) et locomoteur (Loizeau et al. 1995) affecte autant la jambe saine que la jambe opérée, ces auteurs suggèrent de favoriser des protocoles de reconditionnements musculaires bilatéraux. De plus, les programmes d'exercices favorisant les gains les plus importants au niveau de la stabilité posturale et l'efficacité locomotrice seraient ceux priorisant un entraînement en force à l'aide d'exercices de mise en charge plutôt que ceux incluant uniquement des séries de répétitions avec de faibles charges ou des exercices isométriques (Sashika et al. 1996; Jan et al. 2004; Trudelle-Jackson and Smith, 2004).

En ce qui concerne la période sur laquelle s'échelonne le programme de réadaptation, plusieurs auteurs suggèrent une poursuite systématique à long terme des protocoles d'entraînements et ce, en raison des améliorations qui apparaissent après 2 à 3 mois de réadaptation conventionnelle et celles observées au-delà de 12 mois (Long et al. 1993; Shih et al. 1994; Kuster, 2002; Bertocci et al. 2004; Trudelle-Jackson and Smith, 2004; Frost et al. 2006; Unlu et al. 2007). Enfin, certains proposent également de débiter le programme d'entraînement en période pré-opératoire afin d'accélérer le recouvrement fonctionnel post-opératoire (Wang et al. 2002).

La poursuite à long terme du programme d'entraînement pose évidemment le problème de la complaisance des patients et de leur fiabilité dans le cadre du protocole de réadaptation. En effet, bien que les entraînements musculaires réalisés au domicile démontrent des améliorations significatives de la force (Sashika et al. 1996; Unlu et al. 2007), ceux-ci produiraient des résultats inférieurs à ceux des protocoles supervisés (Unlu et al. 2007). De plus, afin de minimiser les risques de blessures reliées à la réalisation non-supervisée d'exercices, le niveau de difficulté est souvent réduit au point de limiter le rendement du programme de renforcement (Sashika et al. 1996). Ceci met en exergue l'importance de diriger ces patients vers des professionnels pouvant encadrer et superviser leur progression après le programme de réadaptation en milieu hospitalier. Ceci permet, d'une part d'optimiser la réponse à l'entraînement et

ultimement de préparer le patient à devenir autonome dans sa pratique d'activité physique.

XI.4 PRATIQUE D'ACTIVITÉS PHYSIQUES ET SPORTIVES

Bien qu'il soit particulièrement indiqué pour les patients d'être physiquement actifs à la suite de la chirurgie, les habitudes de vie pré-opératoires seraient déterminantes quant à la pratique d'activités physiques en période post-opératoire. Ainsi, les patients peu prédisposés à être physiquement actifs le resteraient et par conséquent devraient être initiés à la pratique d'activités physiques et sportives. À l'opposé, les patients ayant été très actifs aspirent souvent à reprendre les activités pratiquées avant la chirurgie (Kuster, 2002; Lindemann et al., 2006) et devraient quant à eux, être informés des activités possiblement à risques pour l'intégrité de leur prothèse et de l'articulation (Kuster, 2002; Klein et al. 2007). En effet, si les activités pratiquées quotidiennement (marche, levé de chaise, montée d'escalier) impliquent des mises en charges à la hanche d'environ 2,5 à 4 fois le poids de corps (Duda et al. 1997; Bergmann et al. 2001), la pratique d'activités sportives double et parfois triple les mises en charge (Kuster, 2002).

Il n'existe pas, à ce jour, de réel consensus quant aux types d'activités physiques et sportives pouvant être pratiquées par les patients à la suite d'une arthroplastie de la

hanche (Kuster, 2002). Assurément, les sports considérés à faibles impacts (natation, marche, vélo etc.) sont les plus recommandés, alors que les sports de contacts (hockey, football etc.) sont pour leur part, généralement proscrits. Certains sports tels que le jogging, la randonnée en montagne, le patin à roues alignées et bien d'autres ne font toujours pas l'objet de recommandations particulières (Kuster, 2002; Klein et al. 2007). Klein et collaborateurs (2007), rapportent que respectivement plus de 71% et 60% des chirurgiens de la Hip Society et de l'American Association of Hip and Knee Surgeon recommandent la reprise de la pratique d'activités physiques et sportives dans les premiers 3 à 6 mois post-chirurgie. Bien que des exercices avec mise en charge soient essentiels à la récupération fonctionnelle (Sashika et al. 1996; Jan et al. 2004; Trudelle-Jackson and Smith, 2004), les résultats présentés dans le présent travail ainsi que les recommandations émanant d'autres travaux, suggèrent que ces recommandations de la Hip Society et de l'American Association of Hip and Knee Surgeon soient plus qu'optimistes. De façon générale, celles-ci devraient être faites sur la base de l'expérience antérieure du patient quant à la pratique d'activités physiques et sportives, de son état de santé général et du succès de la chirurgie tel qu'évalué par le chirurgien (Kuster, 2002; Klein et al. 2007). À cela pourrait s'ajouter une évaluation biomécanique objective de la récupération fonctionnelle des patients.

Bien que les patients jeunes ou actifs soient reconnus comme étant les patients ayant les plus grands risques de décèlements prothétiques (Kuster, 2002), les progrès

techniques et les nouvelles prothèses plus anatomiques pourraient leur être particulièrement bénéfiques (Klein et al. 2007). Cependant, l'utilisation de protocoles de réadaptation combinant des exercices de renforcements musculaires et de mises en charge combinée à une supervision à plus long terme, pourrait permettre de réduire les risques de blessures ainsi qu'améliorer la longévité de la prothèse et surtout améliorer la qualité de vie de ces patients.

XI.5 LIMITATIONS ET PERSPECTIVES DE RECHERCHE

Dans son ensemble, les données de cette thèse ont permis de démontrer que la tête fémorale de large diamètre contribue à améliorer la stabilité posturale dans la réalisation de tâches fonctionnelles et ce, même en présence de faiblesse musculaire. Cependant, tel qu'illustré par le patron locomoteur dans le plan frontal, cette faiblesse musculaire ne serait pas entièrement compensée par l'avantage mécanique de la composante de large diamètre. Dans le cadre des trois études présentées dans cette thèse, la force musculaire de la jambe opérée est exprimée par rapport à la jambe saine et ce, afin de pallier le biais associé aux différents évaluateurs. Bien que les trois groupes de patients accusent un déficit musculaire semblable (environ 10%), il est possible que la force «absolue» soit effectivement différente entre les groupes. Dans le cas hypothétique où la force musculaire aurait été significativement plus petite pour les groupes PRS et PTH-LD, notre conclusion concernant l'effet stabilisateur de la tête fémorale en serait renforcée. Par contre, cette même situation appliquée aux patients

PTH exacerberait l'importance devant être accordée au recouvrement de la force musculaire, sans toutefois valider le rôle joué par le diamètre de la tête fémorale. Idéalement, l'évaluation de la force musculaire pourrait être optimisée par l'utilisation d'un dynamomètre isocinétique (Biodex, Kincom, Cybex etc.). Combinée à une évaluation de la composition corporelle (réalisée à l'aide de la méthode DXA^{IV} par exemple), cela permettrait d'exprimer la force en fonction de la masse maigre plutôt qu'en fonction de la masse totale comme c'est généralement le cas (Shih et al. 1994; Sashika et al. 1996; Bertocci et al. 2004; Frost et al. 2006).

Une deuxième faiblesse touche plus particulièrement l'étude 2. Le calcul des paramètres cinétiques du patron locomoteur à l'aide de la dynamique inverse est la méthode la plus couramment utilisée. Cependant, celle-ci rend compte uniquement des moments articulaires nets. Par conséquent, le travail mécanique rapporté dans cette étude ne représente qu'une portion de l'énergie utilisée pour effectuer le déplacement alors qu'une étude plus approfondie de l'action des muscles agonistes/antagonistes permettrait d'évaluer l'énergie mécanique totale. De plus, il pourrait être intéressant d'élaborer un protocole de locomotion dans lequel la fatigue musculaire serait induite, afin de déterminer s'il existe des patrons d'adaptations propres à cette population.

^{IV} DXA : absorptiométrie bi-photonique à rayons X. Considérée comme la mesure étalon en ostéodensitométrie, cette méthode permet également de discriminer et d'évaluer la masse musculaire et la masse adipeuse.

L'application de la technique de calcul des efforts et de co-contractions au genou proposée par Centomo et Amanrantini (2007) pourrait être adaptée à l'articulation de la hanche afin d'identifier les patrons moteurs pouvant mener à des complications ou des révisions prothétiques prématurées. Finalement, le nombre restreint de patients ayant pris part aux trois études de cette thèse ne permet pas de généraliser les résultats à tous les patients porteurs d'une prothèse de hanche. Un plus grand nombre de patients aurait été souhaitable.

XI.6 RETOMBÉES DE LA THÈSE

Le milieu de la recherche est fortement, et à juste titre, encouragé à travailler en interdisciplinarité. Cette perspective a été une des principales préoccupations tout au long de ce travail doctoral, puisque les retombées sont ainsi maximisées. Par conséquent, l'implication des résultats présentés ici est de trois ordres. Premièrement, l'évolution démographique a modifié les attentes des patients à la suite de la chirurgie et au-delà de la diminution de la douleur, ces patients aspirent à retourner à un mode de vie actif sans limitation fonctionnelle. Ainsi, les informations concernant le diamètre de la tête fémorale pourraient faciliter le choix des chirurgiens quant à la prothèse à prioriser selon le type de patients. Dans un deuxième temps, la description détaillée du contrôle postural et du patron locomoteur pourrait servir d'outils d'information afin que les patients aient des attentes réalistes face à leur capacité fonctionnelle à la suite de la chirurgie et qu'ils soient ainsi sensibilisés à l'importance du reconditionnement

musculaire. À ce titre, les chirurgiens devraient inciter les patients à rester actif durant la période qui suit la prise en charge en milieu hospitalier et les diriger vers les professionnels appropriés.

Enfin, il semble y avoir un consensus dans la littérature quant à l'importance d'intensifier et de prolonger les programmes de réadaptations. L'analyse biomécanique a une sensibilité unique qui permet de déceler les problématiques communes mais aussi spécifiques 1) à chaque type de prothèse 2) à chaque patient. Cela donne la possibilité de développer sur des bases objectives, des programmes de réadaptations pouvant être généralisés à l'ensemble des patients ou spécifiques à chaque patient en fonction du type de prothèse implantée. Les premiers 6 mois sont décrits dans la littérature comme une période critique pour le recouvrement de la capacité fonctionnelle. Il apparaît donc particulièrement pertinent pour le kinésologue de connaître les limitations de leurs clients afin d'optimiser la prescription d'exercices.

-CHAPITRE XII-

XII. Conclusion générale

Cette thèse avait pour principal objectif d'évaluer l'effet du type de prothèse sur des tâches de posture et de locomotion à la suite d'une arthroplastie de la hanche. Pour ce faire, le contrôle postural et le patron locomoteur de patients ayant reçu une prothèse totale de hanche conventionnelle (PTH) ou une prothèse de resurfaçage (PRS) ont été comparés. Afin de discriminer l'impact de la conservation de tissus biologiques du diamètre de la tête fémorale, le contrôle postural de patients munis d'une prothèse totale avec tête fémorale de large diamètre (PTH-LD) a été comparé à celui des patients ayant une PRS (également pourvus d'une composante fémorale de large diamètre).

Mis en commun, les résultats des trois expérimentations suggèrent que les patients PTH-LD et PRS bénéficient de l'avantage mécanique du diamètre de la tête fémorale et cela, malgré un déficit de la force des muscles abducteurs de la hanche. Cet avantage se manifeste plus particulièrement par la diminution des oscillations posturales en posture bipodale ainsi que la capacité à augmenter la contribution des muscles abducteurs de la hanche lors d'une tâche unipodale chez les patients des groupes PTH-LD et PRS contrairement aux patients du groupe PTH. En locomotion, alors que les patients PTH démontrent des mécanismes d'adaptations neuromusculaires dans le plan sagittal, les patients du groupe PRS quant à eux retournent à des valeurs

similaires à celles des sujets témoins. Cependant, la faiblesse des muscles abducteurs de la hanche semble limiter ces deux groupes de patients dans leur capacité à générer de l'énergie dans le plan frontal. Enfin, les muscles abducteurs de la hanche ayant un rôle essentiel dans la préservation de la stabilité posturale statique et dynamique, ces résultats suggèrent que la faiblesse musculaire présentée par les trois groupes de patients pourrait compromettre la réalisation sécuritaire d'activités requérant une plus grande contribution musculaire et ce, plus particulièrement pour le groupe PTH.

Cette thèse a permis de confirmer la présence de déficits musculaires, posturaux et locomoteurs chez les patients PTH. Au-delà de ces résultats, son originalité en regard de la littérature disponible, est d'avoir consolidé l'hypothèse de l'apport de la tête fémorale de large diamètre lors de la réalisation de tâches essentielles à la majorité des activités quotidiennes et ce, même en présence de faiblesse musculaire. Enfin, l'analyse du contrôle postural et du patron locomoteur des différents groupes de patients, pourrait avoir une portée déterminante dans l'élaboration de protocole de réadaptation et d'entraînement à la suite d'une arthroplastie de la hanche. En effet, l'analyse biomécanique pourrait permettre d'élaborer des programmes spécifiques aux limitations de chacun des patients ainsi que suivre leur évolution afin d'ajuster la prescription d'exercices. Finalement, la personnalisation des programmes de réadaptation et d'entraînement pourrait permettre d'accélérer le recouvrement post-opératoire et par conséquent, permettre d'améliorer la qualité de vie des patients.

BIBLIOGRAPHIE

1. Aarons, H., Hall, G., Hughes, S. and Salmon, P. (1996) Short-term recovery from hip and knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 78, 555-8.
2. Amblard, B., Cremieux, J., Marchand, A.R. and Carblanc, A. (1985) Lateral orientation and stabilization of human stance: static versus dynamic visual cues. *Exp Brain Res* 61, 21-37.
3. American college of rheumatology subcommittee on osteoarthritis guidelines (2000) Recommendations for the medical management of osteoarthritis of the hip and knee: 2000 update. American College of Rheumatology Subcommittee on Osteoarthritis Guidelines. *Arthritis Rheum* 43, 1905-15.
4. Amstutz, H.C. , Beaulé, P.E., Dorey, F.J., Le Duff, M.J., Campbell, P.A. and Gruen, T.A. (2004) Metal-on-metal hybrid surface arthroplasty: two to six-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 86-A, 28-39.
5. Amstutz, H.C. , Beaulé, P.E., Dorey, F.J., Le Duff, M.J., Campbell, P.A. and Gruen, T.A. (2006) Metal-on-Metal Hybrid Surface Arthroplasty. Surgical Technique. *J Bone Joint Surg Am* 88 Suppl 1 Pt 2, 234-49.
6. Amstutz, H.C. , Campbell, P., Kossovsky, N. and Clarke, I.C. (1992) Mechanism and clinical significance of wear debris-induced osteolysis. *Clin Orthop Relat Res* 7-18.
7. Amstutz, H.C., Campbell, P.A. and Le Duff, M.J. (2004) Fracture of the neck of the femur after surface arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 86-A, 1874-7.

8. Amstutz, H.C. , Grigoris, P. and Dorey, F.J. (1998) Evolution and future of surface replacement of the hip. *J Orthop Sci* 3, 169-86.
9. Amstutz, H.C. , Le Duff, M.J. and Beaulé, P.E. (2004) Prevention and treatment of dislocation after total hip replacement using large diameter balls. *Clin Orthop Relat Res* 108-16.
10. Amstutz, H.C., Thomas, B.J., Jinnah, R., Kim, W., Grogan, T. and Yale, C. (1984) Treatment of primary osteoarthritis of the hip. A comparison of total joint and surface replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 66, 228-41.
11. Anker, L.C., Weerdesteyn, V., van Nes, I.J., Nienhuis, B., Straatman, H. and Geurts, A.C. (2008) The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait Posture* 27, 471-7.
12. Archibeck, M.J. and White, R.E. Jr (2004) Learning curve for the two-incision total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 232-8.
13. Asayama, I., Chamnongkitch, S., Simpson, K.J., Kinsey, T.L. and Mahoney, O.M. (2005) Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 20, 414-20.
14. Asayama, I., Kinsey, T.L. and Mahoney, O.M. (2006) Two-year experience using a limited-incision direct lateral approach in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 21, 1083-91.
15. Asayama, I., Naito, M., Fujisawa, M. and Kambe, T. (2002) Relationship between radiographic measurements of reconstructed hip joint position and the Trendelenburg sign. *J Arthroplasty* 17, 747-51.

16. Ball, S.T., Le Duff, M.J. and Amstutz, H.C. (2007) Early results of conversion of a failed femoral component in hip resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 89, 735-41.
17. Baratto, L., Morasso, P.G., Re, C. and Spada, G. (2002) A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control* 6, 246-70.
18. Bauer, T.W. and Schils, J. (1999) The pathology of total joint arthroplasty.II. Mechanisms of implant failure. *Skeletal Radiol* 28, 483-97.
19. Beaulé, P.E., Dorey, F.J., LeDuff, M., Gruen, T. and Amstutz, H.C. (2004) Risk factors affecting outcome of metal-on-metal surface arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 87-93.
20. Beaulé, P.E. , Schmalzried, T.P., Udomkiat, P. and Amstutz, H.C. (2002) Jumbo femoral head for the treatment of recurrent dislocation following total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 84-A, 256-63.
21. Bell, R.S., Schatzker, J., Fornasier, V.L. and Goodman, S.B. (1985) A study of implant failure in the Wagner resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 67, 1165-75.
22. Bellamy, N., Buchanan, W.W., Goldsmith, C.H., Campbell, J. and Stitt, L.W. (1988) Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *J Rheumatol* 15, 1833-40.
23. Berg, K.O., Maki, B.E., Williams, J.I., Holliday, P.J. and Wood-Dauphinee, S.L. (1992a) Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Arch Phys Med Rehabil* 73, 1073-80.

24. Berg, K.O., Wood-Dauphinee, S.L., Williams, J.I. and Maki, B. (1992b) Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Can J Public Health* 83 Suppl 2, S7-11.
25. Berge, D.J., Dolin, S.J., Williams, A.C. and Harman, R. (2004) Pre-operative and post-operative effect of a pain management programme prior to total hip replacement: a randomized controlled trial. *Pain* 110, 33-9.
26. Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J. and Duda, G.N. (2001) Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech* 34, 859-71.
27. Bergmann, G., Graichen, F. and Rohlmann, A. (1993) Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech* 26, 969-90.
28. Berman, A.T., Quinn, R.H. and Zarro, V.J. (1991) Quantitative gait analysis in unilateral and bilateral total hip replacements. *Arch Phys Med Rehabil* 72, 190-4.
29. Berry, D.J., Berger, R.A., Callaghan, J.J., Dorr, L.D., Duwelius, P.J., Hartzband, M.A., Lieberman, J.R. and Mears, D.C. (2003) Minimally invasive total hip arthroplasty. Development, early results, and a critical analysis. Presented at the Annual Meeting of the American Orthopaedic Association, Charleston, South Carolina, USA, June 14, 2003. *J Bone Joint Surg Am* 85-A, 2235-46.
30. Berry, D.J., von Knoch, M., Schleck, C.D. and Harmsen, W.S. (2004) The cumulative long-term risk of dislocation after primary Charnley total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 86-A, 9-14.

31. Berry, D.J., von Knoch, M., Schleck, C.D. and Harmsen, W.S. (2005)
Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 87, 2456-63.
32. Bertocci, G.E., Munin, M.C., Frost, K.L., Burdett, R., Wassinger, C.A. and Fitzgerald, S.G. (2004) Isokinetic performance after total hip replacement. *Am J Phys Med Rehabil* 83, 1-9.
33. Birrell, F., Johnell, O. and Silman, A. (1999) Projecting the need for hip replacement over the next three decades: influence of changing demography and threshold for surgery. *Ann Rheum Dis* 58, 569-72.
34. Blaszczyk, J.W., Prince, F., Raiche, M. and Hebert, R. (2000) Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. *J Biomech* 33, 1243-8.
35. Bottaro, A., Yasutake, Y., Nomura T. , Casadio, M. and Morasso, P. (2008)
Bounded stability of the quiet standing posture: An intermittent control model. *Human Movement Science* doi:10.1016/j.humov.2007.11.005.
36. Boucher, P., Teasdale, N., Courtemanche, R., Bard, C. and Fleury, M. (1995)
Postural stability in diabetic polyneuropathy. *Diabetes Care* 18, 638-45.
37. Brand, R.A., Pedersen, D.R., Davy, D.T., Kotzar, G.M., Heiple, K.G. and Goldberg, V.M. (1994) Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. *J Arthroplasty* 9, 45-51.
38. Braune, W. and Fischer, O. (1987) *The human gait* (translation from German). Berlin: Springer; Braune W, Fischer O. *The human gait*. Translated by Maquet P, Furlong R. Berlin: Springer-Verlag.

39. Brenière, Y., Do, M.C. and Bouisset, S. (1987) Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *Journal of Motor Behavior* 19, 62-76.
40. Bryan, J.M., Sumner, D.R., Hurwitz, D.E., Tompkins, G.S., Andriacchi, T.P. and Galante, J.O. (1996) Altered load history affects periprosthetic bone loss following cementless total hip arthroplasty. *J Orthop Res* 14, 762-8.
41. Burroughs, B.R., Hallstrom, B., Golladay, G.J., Hoeffel, D. and Harris, W.H. (2005) Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-, 32-, 38-, and 44-mm femoral head sizes. *J Arthroplasty* 20, 11-9.
42. Callaway, G.H., Flynn, W., Ranawat, C.S. and Sculco, T.P. (1995) Fracture of the femoral head after ceramic-on-polyethylene total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 10, 855-9.
43. Centomo, H., Amarantini, D., Martin, L. and Prince, F. (2007) Muscle adaptation patterns of children with a trans-tibial amputation during walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22, 457-63.
44. Chiu, F.Y., Chen, C.M., Chung, T.Y., Lo, W.H. and Chen, T.H. (2000) The effect of posterior capsulorrhaphy in primary total hip arthroplasty: a prospective randomized study. *J Arthroplasty* 15, 194-9.
45. Clark, C.R., Huddleston, H.D., Schoch, E.P. 3rd and Thomas, B.J. (2006) Leg-length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 14, 38-45.
46. Clarke, M.T., Lee, P.T., Arora, A. and Villar, R.N. (2003) Levels of metal ions after small- and large-diameter metal-on-metal hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 85, 913-7.

47. Coggon, D., Reading, I., Croft, P., McLaren, M., Barrett, D. and Cooper, C. (2001) Knee osteoarthritis and obesity. *Int J Obes Relat Metab Disord* 25, 622-7.
48. Corriveau, H., Prince, F., Hebert, R., Raiche, M., Tessier, D., Maheux, P. and Ardilouze, J.L. (2000) Evaluation of postural stability in elderly with diabetic neuropathy. *Diabetes Care* 23, 1187-91.
49. Crowninshield, R.D., Maloney, W.J., Wentz, D.H., Humphrey, S.M. and Blanchard, C.R. (2004) Biomechanics of large femoral heads: what they do and don't do. *Clin Orthop Relat Res* 102-7.
50. Crowninshield, R.D., Rosenberg, A.G. and Sporer, S.M. (2006) Changing demographics of patients with total joint replacement. *Clin Orthop Relat Res* 443, 266-72.
51. Cuckler, J.M. (2006) The optimal metal-metal arthroplasty is still a total hip arthroplasty: in the affirmative. *J Arthroplasty* 21, 74-6.
52. Cuckler, J.M., Moore, K.D., Lombardi, A.V. Jr, McPherson, E. and Emerson, R. (2004) Large versus small femoral heads in metal-on-metal total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 19, 41-4.
53. Currey, J.D. (1984) What should bones be designed to do? *Calcif Tissue Int* 36 Suppl 1, S7-10.
54. Daniel, J., Pynsent, P.B. and McMinn, D.J. (2004a) Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Br* 86, 177-84.
55. Daniel, J., Pynsent, P.B. and McMinn, D.J. (2004b) Metal-on-metal versus polyethylene in hip arthroplasty: a randomized clinical trial. *Clin Orthop Relat Res* 271; author reply 271-2

56. de Leva, P. (1996) Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandler's data. *J Biomech* 29, 1231-3.
57. Dechartres, A., Boutron, I., Nizard, R., Poiraudeau, S., Roy, C., Ravaud, J.F. and Ravaud, P. (2007) Evolution of disability in adults with hip arthroplasty: a national longitudinal study. *Arthritis Rheum* 57, 364-71.
58. Delp, S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp, E.L. and Rosen, J.M. (1990) An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Trans Biomed Eng* 37, 757-67.
59. Delp, S.L., Wixson, R.L., Komattu, A.V. and Kocmond, J.H. (1996) How superior placement of the joint center in hip arthroplasty affects the abductor muscles. *Clin Orthop Relat Res* 137-46.
60. Dempster, W.T., Gabel, W.C. and Felts, W.J. (1959) The anthropometry of the manual work space for the seated subject. *Am J Phys Anthropol* 17, 289-317.
61. Duda, G.N., Schneider, E. and Chao, E.Y. (1997) Internal forces and moments in the femur during walking. *J Biomech* 30, 933-41.
62. Dumbleton, J.H. and Manley, M.T. (2005) Metal-on-Metal total hip replacement: what does the literature say? *J Arthroplasty* 20, 174-88.
63. Eingartner, C. (2007) Current trends in total hip arthroplasty. *Ortop Traumatol Rehabil* 9, 8-14.
64. Eng, J.J. and Winter, D.A. (1995) Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? *J Biomech* 28, 753-8.

65. Engh, C.A. Jr, Young, A.M., Engh, C.A. Sr and Hopper, R.H. Jr (2003)
Clinical consequences of stress shielding after porous-coated total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 157-63.
66. Ethgen, O., Bruyere, O., Richy, F., Dardennes, C. and Reginster, J.Y. (2004)
Health-related quality of life in total hip and total knee arthroplasty. A qualitative and systematic review of the literature. *J Bone Joint Surg Am* 86-A, 963-74.
67. Fortin, P.R. , Clarke, A.E., Joseph, L., Liang, M.H., Tanzer, M., Ferland, D., Phillips, C., Partridge, A.J., Belisle, P., Fossel, A.H., Mahomed, N., Sledge, C.B. and Katz, J.N. (1999) Outcomes of total hip and knee replacement: preoperative functional status predicts outcomes at six months after surgery. *Arthritis Rheum* 42, 1722-8.
68. Freeman, M.A. (1978) Total surface replacement hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2-4.
69. Freitas, S.M., Wieczorek, S.A., Marchetti, P.H. and Duarte, M. (2005) Age-related changes in human postural control of prolonged standing. *Gait Posture* 22, 322-30.
70. Fritsch, E.W. and Gleitz, M. (1996) Ceramic femoral head fractures in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 129-36.
71. Frost, H.M. (1999a) An approach to estimating bone and joint loads and muscle strength in living subjects and skeletal remains. *Am J Hum Biol* 11, 437-455.
72. Frost, H.M. (1999b) Why do bone strength and "mass" in aging adults become unresponsive to vigorous exercise? Insights of the Utah paradigm. *J Bone Miner Metab* 17, 90-7.

73. Frost, K.L., Bertocci, G.E., Wassinger, C.A., Munin, M.C., Burdett, R.G. and Fitzgerald, S.G. (2006) Isometric performance following total hip arthroplasty and rehabilitation. *J Rehabil Res Dev* 43, 435-44.
74. Gage, W.H., Winter, D.A., Frank, J.S. and Adkin, A.L. (2004) Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait Posture* 19, 124-32.
75. Geursen, J.B., Altena, D., Massen, C.H. and Verduin, M. (1976) A model of the standing man for the description of his dynamic behaviour. *Aggressologie* 17, 63-9.
76. Giacomozzi, C., Caselli, A., Macellari, V., Giurato, L., Lardieri, L. and Uccioli, L. (2002) Walking strategy in diabetic patients with peripheral neuropathy. *Diabetes Care* 25, 1451-7.
77. Girard, J., Lavigne, M., Vendittoli, P.A. and Roy, A.G. (2006) Biomechanical reconstruction of the hip: A randomised study comparing total hip resurfacing and total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 88-B, 721-726.
78. Goetzen, N., Lampe, F., Nassut, R. and Morlock, M.M. (2005) Load-shift--numerical evaluation of a new design philosophy for uncemented hip prostheses. *J Biomech* 38, 595-604.
79. Goldsmith, AA., Dowson, D., Isaac GH. and Lancaster JG. (2000) A comparative joint simulator study of the wear of metal-on-metal and alternative material combinations in hip replacements. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 214, 39-47.
80. Gomez, P.F. and Morcuende, J.A. (2005) Early attempts at hip arthroplasty--1700s to 1950s. *Iowa Orthop J* 25, 25-9.

81. Gore, D.R., Murray, M.P., Sepic, S.B. and Gardner, G.M. (1982)
Anterolateral compared to posterior approach in total hip arthroplasty: differences in component positioning, hip strength, and hip motion. *Clin Orthop Relat Res* 180-7.
82. Granchi, D., Savarino, L., Ciapetti, G., Cenni, E., Rotini, R., Mieti, M., Baldini, N. and Giunti, A. (2003) Immunological changes in patients with primary osteoarthritis of the hip after total joint replacement. *J Bone Joint Surg Br* 85, 758-64.
83. Gribble, P.A. and Hertel, J. (2004) Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *J Electromyogr Kinesiol* 14, 641-6.
84. Hallab, N.J. , Anderson, S., Caicedo, M., Skipor, A., Campbell, P. and Jacobs, J.J. (2004) Immune responses correlate with serum-metal in metal-on-metal hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 19, 88-93.
85. Harris, W.H. and Muratoglu, O.K. (2005) A review of current cross-linked polyethylenes used in total joint arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 46-52.
86. Head, W.C. (1981) Wagner surface replacement arthroplasty of the hip. Analysis of fourteen failures in forty-one hips. *J Bone Joint Surg Am* 63, 420-7.
87. Heisel, C., Silva, M., Skipor, A.K., Jacobs, J.J. and Schmalzried, T.P. (2005) The relationship between activity and ions in patients with metal-on-metal bearing hip prostheses. *J Bone Joint Surg Am* 87, 781-7.
88. Hernigou, P. (1995) Judet's acrylic prosthesis 42 years following implantation. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 81, 264-6.

89. Horak, F.B. (2006) Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing* 35 Suppl 2, ii7-ii11.
90. Horak, F.B., Henry, S.M. and Shumway-Cook, A. (1997) Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther* 77, 517-33.
91. Horak, F.B., Shupert, C.L. and Mirka, A. (1989) Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging* 10, 727-38.
92. Howie, D.W., Cornish, B.L. and Vernon-Roberts, B. (1990) Resurfacing hip arthroplasty. Classification of loosening and the role of prosthesis wear particles. *Clin Orthop Relat Res* 144-59.
93. Hulet, C., Hurwitz, D.E., Andriacchi, T.P., Galante, J.O. and Vielpeau, C. (2000) Functional gait adaptations in patients with painful hip. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 86, 581-9.
94. Huo, M.H., Gilbert, N.F. and Parvizi, J. (2007) What's new in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 89, 1874-85.
95. Hurwitz, D.E., Hulet, C.H., Andriacchi, T.P., Rosenberg, A.G. and Galante, J.O. (1997) Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion. *J Orthop Res* 15, 629-35.
96. Inman, V., Ralston, H. and Todd, F. (1981) *Human walking*. Baltimore: Williams and Wilkins.

97. Institut canadien d'information sur la santé (2006) Rapport de 2006 du
Registre canadien des remplacements articulaires (RCRA) Arthroplasties
de la hanche et du genou au Canada. Ottawa, exercices 2002-2003 et
2004-2005.
98. Jan, M.H., Hung, J.Y., Lin, J.C., Wang, S.F., Liu, T.K. and Tang, P.F. (2004)
Effects of a home program on strength, walking speed, and function after
total hip replacement. *Arch Phys Med Rehabil* 85, 1943-51.
99. Jian, Y., Winter, D.A., Ishac, M.G. and Gilchrist, L. (1993) Trajectory of the
body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait and
Posture* 1, 9-22.
100. Jolles, B.M., Zangger, P. and Leyvraz, P.F. (2002) Factors predisposing to
dislocation after primary total hip arthroplasty: a multivariate analysis. *J
Arthroplasty* 17, 282-8.
101. Jones, C.A. , Voaklander, D.C., Johnston, D.W. and Suarez-Almazor, M.E.
(2001) The effect of age on pain, function, and quality of life after total
hip and knee arthroplasty. *Arch Intern Med* 161, 454-60.
102. Kalteis, T. , Handel, M., Bathis, H., Perlick, L., Tingart, M. and Grifka, J.
(2006) Imageless navigation for insertion of the acetabular component
in total hip arthroplasty: is it as accurate as CT-based navigation? *J
Bone Joint Surg Br* 88, 163-7.
103. Kao, J.T. and Woolson, S.T. (1992) Piriformis tendon repair failure after total
hip replacement. *Orthop Rev* 21, 171-4.
104. Kapandji, IA. (1999) Physiologie articulaire - Membre inférieur. Editions
Maloine Paris, 5ème édition.

105. Karlson, E.W., Mandl, L.A., Aweh, G.N., Sangha, O., Liang, M.H. and Grodstein, F. (2003) Total hip replacement due to osteoarthritis: the importance of age, obesity, and other modifiable risk factors. *Am J Med* 114, 93-8.
106. Kishida, Y., Sugano, N., Nishii, T., Miki, H., Yamaguchi, K. and Yoshikawa, H. (2004) Preservation of the bone mineral density of the femur after surface replacement of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 86, 185-9.
107. Kishida, Y. , Sugano, N., Sakai, T., Nishii, T., Haraguchi, K., Ohzono, K. and Yoshikawa, H. (2001) Full weight-bearing after cementless total hip arthroplasty. *Int Orthop* 25, 25-8.
108. Klein, G.R. , Levine, B.R., Hozack, W.J., Strauss, E.J., D'Antonio, J.A., Macaulay, W. and Di Cesare, P.E. (2007) Return to athletic activity after total hip arthroplasty. Consensus guidelines based on a survey of the Hip Society and American Association of Hip and Knee Surgeons. *J Arthroplasty* 22, 171-5.
109. Komistek, R.D., Dennis, D.A., Ochoa, J.A., Haas, B.D. and Hammill, C. (2002) In vivo comparison of hip separation after metal-on-metal or metal-on-polyethylene total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 84-A, 1836-41.
110. Kung, P.L. and Ries, M.D. (2007) Effect of femoral head size and abductors on dislocation after revision THA. *Clin Orthop Relat Res* 465, 170-4.
111. Kurtz, S., Mowat, F., Ong, K., Chan, N., Lau, E. and Halpern, M. (2005) Prevalence of primary and revision total hip and knee arthroplasty in the United States from 1990 through 2002. *J Bone Joint Surg Am* 87, 1487-97.

112. Kuster, M.S. (2002) Exercise recommendations after total joint replacement: a review of the current literature and proposal of scientifically based guidelines. *Sports Med* 32, 433-45.
113. Kwon, M.S., Kuskowski, M., Mulhall, K.J., Macaulay, W., Brown, T.E. and Saleh, K.J. (2006) Does surgical approach affect total hip arthroplasty dislocation rates? *Clin Orthop Relat Res* 447, 34-8.
114. Kyriazis, V. and Rigas, C. (2002) Temporal gait analysis of hip osteoarthritic patients operated with cementless hip replacement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 17, 318-21.
115. Lachiewicz, P.F. (2007) Metal-on-Metal Hip Resurfacing: A Skeptic's View. *Clin Orthop Relat Res* 465, 86-91.
116. Lachiewicz, P.F. and Soileau, E.S. (2006) Dislocation of primary total hip arthroplasty with 36 and 40-mm femoral heads. *Clin Orthop Relat Res* 453, 153-5.
117. Lafond, D., Corriveau, H. and Prince, F. (2004a) Postural control mechanisms during quiet standing in patients with diabetic sensory neuropathy. *Diabetes Care* 27, 173-8.
118. Lafond, D., Duarte, M. and Prince, F. (2004b) Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *J Biomech* 37, 1421-6.
119. Lane, N.E. (2007) Clinical practice. Osteoarthritis of the hip. *N Engl J Med* 357, 1413-21.

120. Laughton, C.A., Slavin, M., Katdare, K., Nolan, L., Bean, J.F., Kerrigan, D.C., Phillips, E., Lipsitz, L.A. and Collins, J.J. (2003) Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait Posture* 18, 101-8.
121. Laupacis, A., Bourne, R., Rorabeck, C., Feeny, D., Tugwell, P. and Wong, C. (2002) Comparison of total hip arthroplasty performed with and without cement : a randomized trial. *J Bone Joint Surg Am* 84-A, 1823-8.
122. Laupacis, A., Bourne, R., Rorabeck, C., Feeny, D., Wong, C., Tugwell, P., Leslie, K. and Bullas, R. (1993) The effect of elective total hip replacement on health-related quality of life. *J Bone Joint Surg Am* 75, 1619-26.
123. Lawlor, M., Humphreys, P., Morrow, E., Ogonda, L., Bennett, D., Elliott, D. and Beverland, D. (2005) Comparison of early postoperative functional levels following total hip replacement using minimally invasive versus standard incisions. A prospective randomized blinded trial. *Clin Rehabil* 19, 465-74.
124. Learmonth, I.D., Young, C. and Rorabeck, C. (2007) The operation of the century: total hip replacement. *Lancet* 370, 1508-19.
125. Lenaerts, G., De Groote, F., Demeulenaere, B., Mulier, M., Van der Perre, G., Spaepen, A. and Jonkers, I. (2008) Subject-specific hip geometry affects predicted hip joint contact forces during gait. *J Biomech* 41, 1243-52.
126. Lindemann, U., Becker, C., Unnewehr, I., Muche, R., Aminin, K., Dejnabadi, H., Nikolaus, T., Puhl, W., Huch, K., Dreinhöfer, KE. (2006) Gait analysis and WOMAC are complementary in assessing functional outcome in total hip replacement. *Clin Rehabil.* May 20, 413-20.

127. Little, C.P., Ruiz, A.L., Harding, I.J., McLardy-Smith, P., Gundle, R., Murray, D.W. and Athanasou, N.A. (2005) Osteonecrosis in retrieved femoral heads after failed resurfacing arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 87, 320-3.
128. Little, J.P., Taddei, F., Viceconti, M., Murray, D.W. and Gill, H.S. (2007) Changes in femur stress after hip resurfacing arthroplasty: Response to physiological loads. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22, 440-8.
129. Liu, F., Jin, Z., Roberts, P. and Grigoris, P. (2006) Importance of head diameter, clearance, and cup wall thickness in elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip resurfacing prostheses. *Proc Inst Mech Eng [H]* 220, 695-704.
130. Loizeau, J., Allard, P., Duhaime, M. and Landjerit, B. (1995) Bilateral gait patterns in subjects fitted with a total hip prosthesis. *Arch Phys Med Rehabil* 76, 552-7.
131. Long, W.T., Dorr, L.D., Healy, B. and Perry, J. (1993) Functional recovery of noncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 73-7.
132. Lord, S.R., Caplan, G.A., Colagiuri, R., Colagiuri, S. and Ward, J.A. (1993) Sensori-motor function in older persons with diabetes. *Diabet Med* 10, 614-8.
133. Lord, S.R. and Menz, H.B. (2000) Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology* 46, 306-10.
134. Lumley, M. and Hurel, A. (2006) La paléanthropologie dans les Annales de Paléontologie sous l'impulsion de Marcellin Boule et Jean Piveteau. *Annales de Paléontologie* 92, 217-222.

135. MacDonald, S.J. (2004) Metal-on-metal total hip arthroplasty: the concerns. Clin Orthop Relat Res 86-93.
136. MacKinnon, C.D. and Winter, D.A. (1993) Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. J Biomech 26, 633-44.
137. Majewski, M., Bischoff-Ferrari, H.A., Gruneberg, C., Dick, W. and Allum, J.H. (2005) Improvements in balance after total hip replacement. J Bone Joint Surg Br 87, 1337-43.
138. Maki, B.E., Holliday, P.J. and Topper, A.K. (1994) A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. J Gerontol 49, M72-84.
139. Maki, B.E. and McIlroy, W.E. (2006) Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. Age Ageing 35 Suppl 2, ii12-ii18
140. Manek, N.J., Hart, D., Spector, T.D. and MacGregor, A.J. (2003) The association of body mass index and osteoarthritis of the knee joint: an examination of genetic and environmental influences. Arthritis Rheum 48, 1024-9.
141. Masonis, J.L. and Bourne, R.B. (2002) Surgical approach, abductor function, and total hip arthroplasty dislocation. Clin Orthop Relat Res 46-53.
142. McCrory, J.L., White, S.C. and Lifeso, R.M. (2001) Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. Gait Posture 14, 104-9.
143. McGibbon, C.A. and Krebs, D.E. (2004) Discriminating age and disability effects in locomotion: neuromuscular adaptations in musculoskeletal pathology. J Appl Physiol 96, 149-60.

144. McGrory, B.J., Morrey, B.F., Cahalan, T.D., An, K.N. and Cabanela, M.E.
(1995) Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 77, 865-9.
145. Messier, S.P., Loeser, R.F., Mitchell, M.N., Valle, G., Morgan, T.P., Rejeski, W.J. and Ettinger, W.H. (2000) Exercise and weight loss in obese older adults with knee osteoarthritis: a preliminary study. *J Am Geriatr Soc* 48, 1062-72.
146. Miki, H., Sugano, N., Hagio, K., Nishii, T., Kawakami, H., Kakimoto, A., Nakamura, N. and Yoshikawa, H. (2004) Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA. *J Biomech* 37, 443-55.
147. Mont, M.A., Ragland, P.S., Etienne, G., Seyler, T.M. and Schmalzried, T.P. (2006) Hip resurfacing arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 14, 454-63.
148. Mont, M.A., Seyler, T.M., Ragland, P.S., Starr, R., Erhart, J. and Bhav, A. (2007) Gait analysis of patients with resurfacing hip arthroplasty compared with hip osteoarthritis and standard total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 22, 100-8.
149. Morasso, P.G., Baratto, L., Capra, R. and Spada, G. (1999) Internal models in the control of posture. *Neural Netw* 12, 1173-1180.
150. Morasso, P.G. and Sanguineti, V. (2002) Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. *J Neurophysiol* 88, 2157-62.
151. Morasso, P.G. and Schieppati, M. (1999) Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *J Neurophysiol* 82, 1622-6.

152. Murray, M.P., Brewer, B.J., Gore, D.R. and Zuege, R.C. (1975)
Kinesiology after McKee-Farrar total hip replacement. A two-year follow-up of one hundred cases. *J Bone Joint Surg Am* 57, 337-42.
153. Murray, M.P., Brewer, B.J. and Zuege, R.C. (1972) Kinesiologic measurements of functional performance before and after McKee-Farrar total hip replacement. A study of thirty patients with rheumatoid arthritis, osteoarthritis, or avascular necrosis of the femoral head. *J Bone Joint Surg Am* 54, 237-56.
154. Murray, M.P., Drought, A.B. and Kory, R.C. (1964) Walking patterns of normal men. *J Bone Joint Surg Am* 46, 335-60.
155. Murray, M.P., Gore, D.R., Brewer, B.J., Gardner, G.M. and Sepic, S.B. (1979)
A comparison of the functional performance of patients with Charnley and Muller total hip replacement. A two-year follow-up of eighty-nine cases. *Acta Orthop Scand* 50, 563-9.
156. Murray, M.P., Gore, D.R., Brewer, B.J., Zuege, R.C. and Gardner, G.M.
(1976a) Comparison of functional performance after McKee-Farrar, Charnley, and Muller total hip replacement. A six-month follow-up of one hundred sixty-five cases. *Clin Orthop Relat Res* 33-43.
157. Murray, M.P., Gore, D.R., Brewer, B.J., Zuege, R.C. and Gardner, G.M.
(1976b) Comparison of functional performance after McKee-Farrar, Charnley, and Muller total hip replacement. A six-month follow-up of one hundred sixty-five cases. *Clin Orthop Relat Res* 33-43.
158. Murray, M.P., Gore, D.R. and Clarkson, B.H. (1971) Walking patterns of patients with unilateral hip pain due to osteo-arthritis and avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Am* 53, 259-74.

159. Nallegowda, M., Singh, U., Bhan, S., Wadhwa, S., Handa, G. and Dwivedi, S.N. (2003) Balance and gait in total hip replacement: a pilot study. *Am J Phys Med Rehabil* 82, 669-77.
160. Nantel, J., Brochu, M. and Prince, F. (2006) Locomotor strategies in obese and non-obese children. *Obesity (Silver Spring)* 14, 1789-94.
161. Nantel, J., Termoz, N., Centomo, H., Lavigne, M., Vendittoli, P.A. and Prince, F. (2008) Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 23, 402-7.
162. Nishii, T., Sugano, N., Masuhara, K., Shibuya, T., Ochi, T. and Tamura, S. (1997) Longitudinal evaluation of time related bone remodeling after cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 121-31.
163. Ohta, H., Kobayashi, S., Saito, N., Nawata, M., Horiuchi, H. and Takaoka, K. (2003) Sequential changes in periprosthetic bone mineral density following total hip arthroplasty: a 3-year follow-up. *J Bone Miner Metab* 21, 229-33.
164. Oliveira, L.F., Simpson, D.M. and Nadal, J. (1996) Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. *Physiol Meas* 17, 305-12.
165. Olsson, E., Goldie, I. and Wykman, A. (1985) Total hip replacement: A comparison between cemented (Charnley) and non-cemented (HP Garches) fixation by clinical assessment and objective gait analysis. *Scand J Rehab Med* 18, 107-116.

166. Parratte, S. and Argenson, J.N. (2007) Validation and usefulness of a computer-assisted cup-positioning system in total hip arthroplasty. A prospective, randomized, controlled study. *J Bone Joint Surg Am* 89, 494-9.
167. Paulus, W.M., Straube, A. and Brandt, T. (1984) Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain* 107 (Pt 4), 1143-63.
168. Pellicci, P.M., Bostrom, M. and Poss, R. (1998) Posterior approach to total hip replacement using enhanced posterior soft tissue repair. *Clin Orthop Relat Res* 224-8.
169. Perennou, D., Decavel, P., Manckoundia, P., Penven, Y., Mourey, F., Launay, F., Pfitzenmeyer, P. and Casillas, J.M. (2005) Evaluation of balance in neurologic and geriatric disorders. *Ann Readapt Med Phys* 48, 317-35.
170. Perrin, T., Dorr, L.D., Perry, J., Gronley, J. and Hull, D.B. (1985) Functional evaluation of total hip arthroplasty with five- to ten-year follow-up evaluation. *Clin Orthop Relat Res* 252-60.
171. Perron, M., Malouin, F., Moffet, H. and McFadyen, B.J. (2000) Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 15, 504-15.
172. Perry, J. (1974) Clinical gait analyzer. *Bull Prosthet Res* 188-92.
173. Perry J. (1992) *Gait Analysis: Normal and pathological function*, 1st ed. Thorofare, NJ: Slack Inc. 192–195.

174. Pollard, T.C., Baker, R.P., Eastaugh-Waring, S.J. and Bannister, G.C. (2006)
Treatment of the young active patient with osteoarthritis of the hip: A
five- to seven year comparison of hybrid total hip arthroplasty and metal-
on-metal resurfacing. *J Bone Joint Surg Br* 88, 592-600.
175. Pritchett, J.W. (1995) Femoral bone loss following hip replacement. A
comparative study. *Clin Orthop Relat Res* 156-61.
176. Puget, J., Hernigou, P., Poignard, A., Manicom, O. (2005) Histoire de la
prothèse totale de hanche : In Puget, J. Prothèse totale de hanche les
choix. Paris, Elsevier Masson. 5-11.
177. Raper, S.A. and Soames, R.W. (1991) The influence of stationary auditory
fields on postural sway behaviour in man. *Eur J Appl Physiol Occup
Physiol* 63, 363-7.
178. Recnik, G., Kralj-Iglic, V., Iglic, A., Antolic, V., Kramberger, S. and Vengust,
R. (2007) Higher peak contact hip stress predetermines the side of hip
involved in idiopathic osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22,
1119-24.
179. Riach, C.L. and Starkes, J.L. (1994) Velocity of centre of pressure excursions
as an indicator of postural control system in children. *Gait and Posture*
2, 167-172.
180. Rietdyk, S., Patla, A.E., Winter, D.A., Ishac, M.G. and Little, C.E. (1999)
NACOB presentation CSB New Investigator Award. Balance recovery
from medio-lateral perturbations of the upper body during standing.
North American Congress on Biomechanics. *J Biomech* 32, 1149-58.

181. Rissanen, P., Aro, S., Slati, P., Sintonen, H. and Paavolainen, P. (1995)
Health and quality of life before and after hip or knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 10, 169-75.
182. Ritter, M.A., Albohm, M.J., Keating, E.M., Faris, P.M. and Meding, J.B. (1995)
Comparative outcomes of total joint arthroplasty. *J Arthroplasty* 10, 737-41.
183. Rogers, J., Watt, I. and Dieppe, P. (1981) Arthritis in Saxon and mediaeval skeletons. *Br Med J (Clin Res Ed)* 283, 1668-70.
184. Rossignol, M. (2004) Primary osteoarthritis and occupation in the Quebec national health and social survey. *Occup Environ Med* 61, 729-35.
185. Sakalkale, D.P., Sharkey, P.F., Eng, K., Hozack, W.J. and Rothman, R.H. (2001) Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 125-34.
186. Salavati, M., Moghadam, M., Ebrahimi, I. and Arab, A.M. (2007) Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. *Gait Posture* 26, 214-8.
187. Sashika, H. , Matsuba, Y. and Watanabe, Y. (1996) Home program of physical therapy: effect on disabilities of patients with total hip arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 77, 273-7.
188. Saunders, J.B., Inman, V.T. and Eberhart, H.D. (1953) The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am* 35-A, 543-58.
189. Schmalzried, T.P. (2005) Metal-on-metal resurfacing arthroplasty: no way under the sun!--in opposition. *J Arthroplasty* 20, 70-1.

190. Schmalzried, T.P. (2006) The optimal metal-metal arthroplasty is still a total hip arthroplasty: in opposition. *J Arthroplasty* 21, 77-9.
191. Schmalzried, T.P. (2007) Why total hip resurfacing. *J Arthroplasty* 22, 57-60.
192. Schmalzried, T.P., Silva, M., de la Rosa, M.A., Choi, E.S. and Fowble, V.A. (2005) Optimizing patient selection and outcomes with total hip resurfacing. *Clin Orthop Relat Res* 441, 200-4.
193. Sculco, T.P. (2004) Minimally invasive total hip arthroplasty: in the affirmative. *J Arthroplasty* 19, 78-80.
194. Sechriest, V.F. 2nd, Kyle, R.F., Marek, D.J., Spates, J.D., Saleh, K.J. and Kuskowski, M. (2007) Activity level in young patients with primary total hip arthroplasty: a 5-year minimum follow-up. *J Arthroplasty* 22, 39-47.
195. Sharkey, P.F., Austin, M.S. and Hozack, W. (2006) Total hip arthroplasty in the young patient. *Instr Course Lect* 55, 173-6.
196. Shetty, V.D. and Villar, R.N. (2006) To resurface or replace the hip in the under 65-year-old: the case for total hip replacement. *Ann R Coll Surg Engl* 88, 349-53; discussion 349-53.
197. Shields, R.K., Enloe, L.J. and Leo, K.C. (1999) Health related quality of life in patients with total hip or knee replacement. *Arch Phys Med Rehabil* 80, 572-9.
198. Shih, C.H., Du, Y.K., Lin, Y.H. and Wu, C.C. (1994) Muscular recovery around the hip joint after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 115-20.

199. Shimmin, A., Beaulé, P.E. and Campbell, P. (2008) Metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 90, 637-54.
200. Shimmin, A.J. and Back, D. (2005) Femoral neck fractures following Birmingham hip resurfacing: a national review of 50 cases. *J Bone Joint Surg Br* 87, 463-4.
201. Sieber, H.P., Rieker, C.B. and Kottig, P. (1999) Analysis of 118 second-generation metal-on-metal retrieved hip implants. *J Bone Joint Surg Br* 81, 46-50.
202. Silva, M., Lee, K.H., Heisel, C., Dela Rosa, M.A. and Schmalzried, T.P. (2004) The biomechanical results of total hip resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 86-A, 40-6.
203. Simoneau, G.G., Ulbrecht, J.S., Derr, J.A., Becker, M.B. and Cavanagh, P.R. (1994) Postural instability in patients with diabetic sensory neuropathy. *Diabetes Care* 17, 1411-21.
204. Smith, S.L., Dowson, D. and Goldsmith, A.A. (2001) The effect of femoral head diameter upon lubrication and wear of metal-on-metal total hip replacements. *Proc Inst Mech Eng [H]* 215, 161-70.
205. Soong, M., Rubash, H.E. and Macaulay, W. (2004) Dislocation after total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 12, 314-21.
206. Steffen, R.T., Pandit, H.P., Palan, J., Beard, D.J., Gundle, R., McLardy-Smith, P., Murray, D.W. and Gill, H.S. (2008) The five-year results of the Birmingham Hip Resurfacing arthroplasty: an independent series. *J Bone Joint Surg Br* 90, 436-41.
207. Straus, W.L.J. and Cave, J.E. (1957) Pathology and the posture of Neanderthal man. *Q Rev Biol* 32, 348-63.

208. Sumner, D.R., Turner, T.M., Igloria, R., Urban, R.M. and Galante, J.O. (1998) Functional adaptation and ingrowth of bone vary as a function of hip implant stiffness. *J Biomech* 31, 909-17.
209. Sutherland, D.H. and Hagy, J.L. (1972) Measurement of gait movements from motion picture film. *J Bone Joint Surg Am* 54, 787-97.
210. Talis, V.L. , Grishin, A.A., Solopova, I.A., Oskanyan, T.L., Belenky, V.E. and Ivanenko, Y.P. (2008) Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after unilateral total hip replacement surgery. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 23, 424-33
211. Taylor, W.R., Heller, M.O., Bergmann, G. and Duda, G.N. (2004) Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *J Orthop Res* 22, 625-32.
212. Thurston, A.J. (1985) Spinal and pelvic kinematics in osteoarthritis of the hip joint. *Spine* 10, 467-71.
213. Tinetti, M.E., Speechley, M. and Ginter, S.F. (1988) Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med* 319, 1701-7.
214. Tinetti, M.E., Williams, T.F. and Mayewski, R. (1986) Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *Am J Med* 80, 429-34.
215. Trinkaus, E. (1985) Pathology and the posture of the La Chapelle-aux-Saints Neandertal. *Am J Phys Anthropol* 67, 19-41.
216. Trudelle-Jackson, E., Emerson, R. and Smith, S. (2002) Outcomes of total hip arthroplasty: a study of patients one year postsurgery. *J Orthop Sports Phys Ther* 32, 260-7.

217. Trudelle-Jackson, E. and Smith, S.S. (2004) Effects of a late-phase exercise program after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 85, 1056-62.
218. Udofia, I.J. and Jin, Z.M. (2003) Elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip-resurfacing prostheses. *J Biomech* 36, 537-44.
219. Ulrich, S.D., Seyler, T.M., Bennett, D., Delanois, R.E., Saleh, K.J., Thongtrangan, I., Kuskowski, M., Cheng, E.Y., Sharkey, P.F., Parvizi, J., Stiehl, J.B. and Mont, M.A. (2007) Total hip arthroplasties: What are the reasons for revision? *Int Orthop*
220. Unlu, E., Eksioglu, E., Aydog, E., Aydog, S.T. and Atay, G. (2007) The effect of exercise on hip muscle strength, gait speed and cadence in patients with total hip arthroplasty: a randomized controlled study. *Clin Rehabil* 21, 706-11.
221. Van Deursen, R.W. and Simoneau, G.G. (1999) Foot and ankle sensory neuropathy, proprioception, and postural stability. *J Orthop Sports Phys Ther* 29, 718-26.
222. Varejao, A.S., Cabrita, A.M., Meek, M.F., Bulas-Cruz, J., Gabriel, R.C., Filipe, V.M., Melo-Pinto, P. and Winter, D.A. (2002) Motion of the foot and ankle during the stance phase in rats. *Muscle Nerve* 26, 630-5.
223. Vaz, M.D., Kramer, J.F., Rorabeck, C.H. and Bourne, R.B. (1993) Isometric hip abductor strength following total hip replacement and its relationship to functional assessments. *J Orthop Sports Phys Ther* 18, 526-31.
224. Vendittoli, P.A., Lavigne, M., Girard, J. and Roy, A.G. (2006a) A randomised study comparing resection of acetabular bone at resurfacing and total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 88, 997-1002.

225. Vendittoli, PA., Lavigne, M., Roy, AG. and Lusignan, M. (2006b) A prospective randomized clinical trial comparing metal-on-metal total hip arthroplasty and metal-on-metal total hip resurfacing in patients less than 65 years old. *Hip International* 16, S73-S81.
226. Vogt, L., Banzer, W., Bayer, I., Schmidtbleicher, D. and Kerschbaumer, F. (2006) Overground and walkway ambulation with unilateral hip osteoarthritis: comparison of step length asymmetries and reproducibility of treadmill mounted force plate readings. *Physiother Theory Pract* 22, 73-82.
227. Wang, A.W., Gilbey, H.J. and Ackland, T.R. (2002) Perioperative exercise programs improve early return of ambulatory function after total hip arthroplasty: a randomized, controlled trial. *Am J Phys Med Rehabil* 81, 801-6.
228. Ware, J.E.J. and Sherbourne, C.D. (1992) The MOS 36-item short-form health survey (SF-36). I. Conceptual framework and item selection. *Med Care* 30, 473-83.
229. Watelain, E., Dujardin, F., Babier, F., Dubois, D. and Allard, P. (2001) Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 82, 1705-11.
230. Wiklund, I. and Romanus, B. (1991) A comparison of quality of life before and after arthroplasty in patients who had arthrosis of the hip joint. *J Bone Joint Surg Am* 73, 765-9.
231. Winter, D.A. (1980) Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *J Biomech* 13, 923-7.

232. Winter, D.A. (1983) Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clin Orthop Relat Res* 147-54.
233. Winter, D.A. (1991). *Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. Waterloo Biomechanics.
234. Winter, D.A., Patla, A.E. and Frank, J.S. (1990) Assessment of balance control in humans. *Med Prog Technol* 16, 31-51.
235. Winter, D.A., Patla, A.E., Prince, F., Ishac, M. and Gielo-Perczak, K. (1998) Stiffness control of balance in quiet standings. *J Neurophysiol* 80, 1211-21.
236. Winter, D.A., Patla, A.E., Rietdyk, S. and Ishac, M.G. (2001) Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. *J Neurophysiol* 85, 2630-3.
237. Winter, D.A., Prince, F., Frank, J.S., Powell, C. and Zabjek, K.F. (1996) Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol* 75, 2334-43.
238. Winter, D. (1995) Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture* 3, 193-214.
239. Woo, R.Y. and Morrey, B.F. (1982) Dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 64, 1295-306.
240. Wykman, A. and Goldie, I. (1989) Postural stability after total hip replacement. *Int Orthop* 13, 235-8.

241. Wyness, L., Vale, L., McCormack, K., Grant, A. and Brazzelli, M. (2004)
The effectiveness of metal on metal hip resurfacing: a systematic review
of the available evidence published before 2002. *BMC HealthServRes* 4-
39
242. Yamaguchi, T., Naito, M., Asayama, I. and Ishiko, T. (2004) Total hip
arthroplasty: the relationship between posterolateral reconstruction,
abductor muscle strength, and femoral offset. *J Orthop Surg (Hong
Kong)* 12, 164-7.
243. Yamaguchi, T., Naito, M., Asayama, I., Kambe, T., Fujisawa, M. and Ishiko, T.
(2003) The effect of posterolateral reconstruction on range of motion
and muscle strength in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 18, 347-51.
244. Zatsiorsky, V.M. and King, D.L. (1998) An algorithm for determining gravity
line location from posturographic recordings. *J Biomech* 31, 161-4.
245. Zhan, C., Kaczmarek, R., Loyo-Berrios, N., Sangl, J. and Bright, R.A. (2007)
Incidence and short-term outcomes of primary and revision hip
replacement in the United States. *J Bone Joint Surg Am* 89, 526-33.

-ANNEXES-

ANNEXE A1: Moments et puissances articulaires à la cheville, au genou et à la hanche dans le plan sagittal.

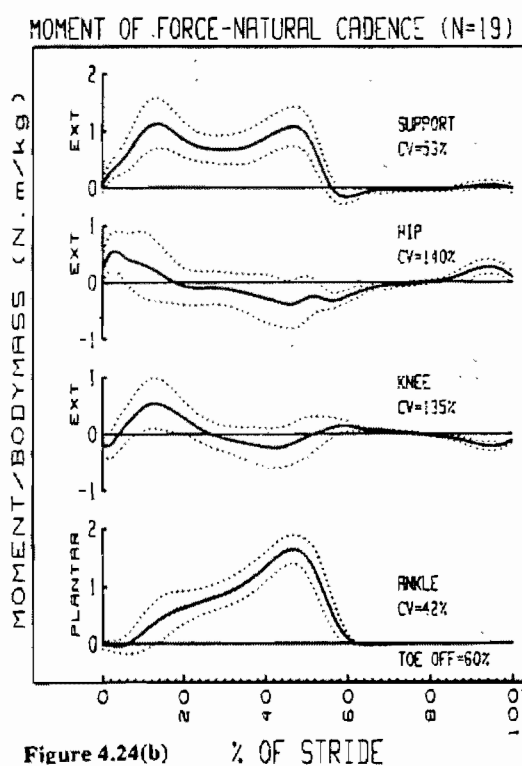
ANNEXE A2 : Moments et puissances articulaires à la hanche dans le plan frontal.

ANNEXE A3 : Autorisation : reproduction des articles.

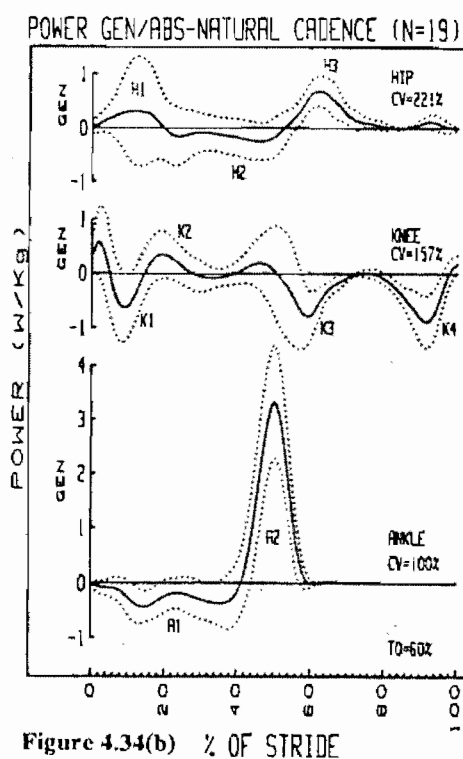
ANNEXE A4 : Déclarations des co-auteurs pour l'insertion des articles dans la thèse (3).

ANNEXE A1: Moments et puissances articulaires à la cheville, au genou et à la hanche dans le plan sagittal.

Moments de force



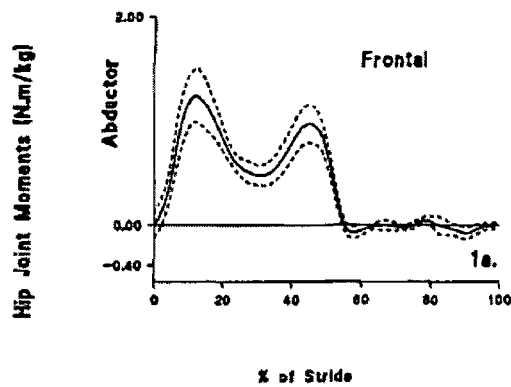
Phases de puissances



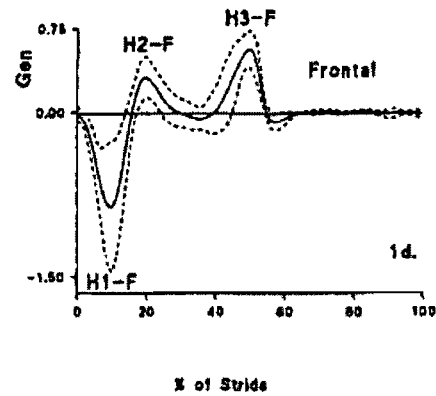
Tirées de: Winter, D.A. (1991). Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological. Waterloo Biomechanics.

ANNEXE A2 : Moments et puissances articulaires à la hanche dans le plan frontal.

Moments de force



Phases de puissance



Tirées de: Eng, J.J. and Winter, D.A. (1995) Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? J Biomech. 28, 753-8.

ANNEXE A3 : Autorisation : reproduction des articles.